

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Katedra fyzioterapie

**Vliv tapingu na posturální stabilizaci osob s plastikou
předního zkříženého vazu na Posturomedu po
absolvování rehabilitace zahrnující posturální terapii**

*The Effect of Taping on Postural Stability in Patients with
Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Posturomed
Platform after Rehabilitation using Postural Therapy*

Diplomová práce

Autor diplomové práce: Bc. Zuzana Indrová

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Eugen Rašev

Praha, září 2012

SOUHRN

Název práce: Vliv tapingu na posturální stabilizaci osob s plastikou předního zkříženého vazů na Posturomedu po absolvování rehabilitace zahrnující posturální terapii

The Effect of Taping on Postural Stability in Patients with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Posturomed platform after Rehabilitation using Postural Therapy

Cíle práce: Objektivizace vlivu tapingu (konkrétně kinesiotapingu a funkčního tapingu) na schopnost posturální stabilizace ve stoji na jedné noze u pacientů po plastice předního zkříženého vazů (LCA) na definované instabilní plošině Posturomed.

Metoda: Diplomová práce vznikla formou analyticko-komparativní studie. Do studie byli zařazeni probandi po plastice LCA s již ukončenou sérií patnácti rehabilitací, do které byla zahrnuta i posturální terapie. Pro jednotnost měření probandi prováděli na Posturomedu provokační test „3kroky - stoj na jedné noze“. Toto měření proběhlo třikrát; bez tapu, s kinesio tapem a s rigidním (funkčním) tapem nalepenými nad m. vastus medialis bilaterálně.

Výsledky: Měření na plošině Posturomedu naznačují, že schopnost posturální stabilizace je u osob po plastice předního zkříženého vazů ve stoji na jedné noze odlišná při porovnání obou dolních končetin. Aplikace obou tapů vyvolala ve většině případů u probandů odezvu, která však byla z větší části negativní a došlo ke zhoršení schopnosti posturální stabilizace oproti stavu bez tapu. Výraznější reakci vyvolal funkční taping, na který bylo možné sledovat i více pozitivních reakcí než tomu bylo u aplikace kinesio tapu.

Klíčová slova: posturální terapie, stabilizace, Posturomed, taping, přední zkřížený vaz

ABSTRACT

Title: The Effect of Taping on Postural Stability in Patients with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Posturomed Platform after Rehabilitation using Postural Therapy

Aim: Objective evaluation of the effects of kinesiotaping and functional taping on postural stabilization during standing on one foot in patients after anterior cruciate ligament reconstruction on the defined unstable Posturomed platform.

Methods: The thesis is based on analytical-comparative study. The subjects of the study were patients after ACL reconstruction, who have done fifteen rehabilitation sessions which included postural therapy. The patients were subjected to a “3-step stand on one foot” test to standardize measurement. Three kinds of measurement were applied: without taping, kinesiotaping, and rigid-functional taping taped bilaterally above the m. vastus medialis.

Results: The measurements on the Posturomed suggest that the ability of postural stabilization differs on each lower limb in patients after an ACL reconstruction. The application of taping had an effect in the majority of cases, although it was a negative effect on postural stabilization in most kinesiotaped measurements compared to un-taped measurements. The functional taping, on the other hand, had mostly positive reactions unlike with the application of kinesiotaping.

Key words: Postural therapy, stabilization, Posturomed, taping, Anterior Cruciate Ligament

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 6. září 2012

.....
Bc. Zuzana Indrová

Děkuji MUDr. Eugenu Raševovi za vedení diplomové práce, odborné poznámky a poskytnutí technického vybavení, Mgr. Lence Satrapové za podnětné připomínky, Kateřině Indrové za pomoc s technickou stránkou problematiky a všem svým blízkým za podporu při vzniku práce.

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení

Datum

Podpis

OBSAH

1	Úvod.....	10
2	Stabilizace.....	12
2.1	Posturální stabilizace.....	12
2.1.1	Řízení posturální stabilizace	12
2.1.2	Dysfunkce posturálního řízení	13
2.1.3	Posturálně podmíněná bolest	14
2.1.4	Svalová koordinace a stabilizace	14
2.1.5	Vyšetření posturální stabilizace	17
2.2	Stabilizace kolenního kloubu	20
2.2.1	Anatomické předpoklady stabilizace kolenního kloubu	20
2.2.2	Biomechanické předpoklady stabilizace kolenního kloubu.....	21
2.2.3	Neurofyzilogické předpoklady stabilizace kolenního kloubu	23
2.2.4	Vlastní stabilizace kolenního kloubu	24
2.3	Stabilizace kolenního kloubu prostřednictvím LCA.....	25
2.3.1	Poranění předního zkříženého vazů	26
2.3.2	Vliv léze LCA na druhostrannou končetinu	28
2.3.3	Vliv léze LCA na celkovou stabilizaci těla	29
2.3.4	Rekonstrukce LCA	30
2.3.5	Vliv plastiky LCA na stabilizaci.....	32
2.4	Posturografie	32
2.4.1	Posturální terapie	34
2.4.2	Posturomed	35

2.4.3	Posturomed commander	35
2.5	Taping	40
2.5.1	Exteroceptivní čítí.....	40
2.5.2	Funkční taping	41
2.5.3	Kinesiotaping	41
3	Cíle práce	44
3.1	Úkoly práce	44
3.2	Výzkumné otázky.....	45
4	Výzkumné metody a postup měření	46
4.1	Metodologický princip	46
4.2	Charakteristika výzkumného souboru.....	46
4.2.1	Kritéria pro účast na studii.....	46
4.3	Použité techniky	47
4.4	Technické vybavení	48
4.5	Provedení testování	48
4.6	Zpracování a analýza dat.....	49
5	Výsledky	51
5.1	Zpracování výsledků	51
5.2	Analýza výsledků individuálních grafů	69
6	Diskuse.....	74
7	Závěry	78

SEZNAM ZKRATEK

A_0 - první maximum obálky

A_1, A_2 - amplitudy následující po maximu

ACL - Anterior Cruciate Ligament (přední zkřížený vaz – angl.)

AID_{low} - amplituda dolní ideální obálky

AID_{up} - amplituda horní ideální obálky

A_{low} - amplituda dolní obálky signálu

A_{up} - amplituda horní obálky signálu

COG - Centre of Gravity (průmět těžiště těla do roviny opěrné báze – angl.)

COM - Centre of Mass (těžiště – angl.)

COP - Centre of Pressure (působíště vektoru reakční síly podložky – angl.)

CNS - centrální nervová soustava

DK - dolní končetina

DKK - dolní končetiny

LCA - ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz – lat.)

lig., ligg. – ligamentum, ligamenta (vaz, vazy – lat.)

m., mm. – musculus, musculi (sval, svaly – lat.)

MRI - Magnetic Resonance Imagination (magnetická rezonance – angl.)

N_{low} - počet hodnot dolní obálky

N_{up} - počet hodnot horní obálky

Q - průměrný koeficient utlumené energie

T - průměrná perioda

Ω_0 - frekvence netlumených kmitů

1 ÚVOD

Poranění předního zkříženého vazů (dále jen LCA) je jedním z nejčastějších zranění, se kterými se v současné době ve fyzioterapeutické praxi lze setkat. Literatura uvádí nejčastější věk pro poškození měkkých struktur kolenního kloubu (v čele s poškozením předního zkříženého vazů) 15 – 45 let, tedy především produktivní část populace. Doba pro rehabilitaci po traumatu i po případné rekonstrukci vazů je značná a pohybuje se v řádu měsíců, proto i na dopad tohoto zranění je potřeba nahlížet z hlediska sociálního.

Pravděpodobných důvodů pro zvyšování incidence léze LCA je několik. Jednak je to celkový nárůst počtu aktivně sportujících jedinců, takže i nárůst možnosti zranění. Dalším důvodem je, že část z nich nemá odbornější znalosti a nedokáže odhadnout množství fyzické zátěže, které je jejich tělo schopné zvládnout. Nejsou tedy po fyzické stránce na danou zátěž připraveni. Dochází tak k přetížení organismu nebo k přistoupení k náhradním pohybovým mechanismům, které mohou vést k poškození organismu. Podle mnohých výzkumů vyplývá, že ruptura LCA nejčastěji není způsobena kontaktem s jinou osobou, ale dochází k poškození při korekci silových momentů způsobujících dopřednou translaci tibie nebo při doskoku. Na vině tak je chabá neuromuskulární kontrola, jež souvisí s dalším důvodem. Podíl sportující ženské populace je rok od roku vyšší a podle experimentálních studií je prokázáno, že ženy mají obecně horší neuromuskulární kontrolu než muži, dochází tedy u nich procentuelně častěji k poranění měkkých struktur kolenního kloubu. U žen mají dále vliv i anatomické, biomechanické a hormonální aspekty. Dalším neopomenutelným faktorem je i lepší dostupnost mnohých sportů pro širokou veřejnost (squash, lyžování, snowboarding aj.).

Nedílnou a nepostradatelnou součástí terapie ať už po traumatu LCA nebo po jeho plastice je cvičení v uzavřených kinematických řetězcích s využitím labilních ploch. Příkladem tohoto cvičení může být senzomotorická stimulace nebo posturální terapie. Díky nim je výraznější facilitace svalové kokontrakce zúčastněných svalů.

Jak bude popsáno dále v teoretické části, důležitá je pro stabilizaci kolenního kloubu nejen souhra hemstringů a m. quadriceps femoris, ale zejména aktivace m. vastus medialis, který má lézí LCA tendenci k hypotonii a hypotrofii a obtížně se rehabilituje do původního stavu. Proto byl vybrán pro tuto práci jako „testovací“ sval.

Jeho facilitací jsem se snažila ovlivnit stabilizaci kolenního kloubu probandů a to dvěma způsoby.

Prvním byla stimulace pomocí kinesio tapu – poměrně moderní metodou lepení pružných pásek na kůži nad daný sval podle Dr. Kenza Kase. Tato metodika má mnoho zastánců, ale i odpůrců, zejména proto, že nebyl ještě zcela objasněn biomechanický a neurofyzilogický princip, který by jednoznačně odůvodnil a potvrdil funkčnost pružných pásků. Druhým způsobem facilitace bylo rovněž lepení, ale tentokrát nepružných obyčejných pásků, tzv. funkční taping, který byl doporučen pro dané měření vedoucím této práce MUDr. Eugenem Raševem.

Jako vhodný přístroj pro měření v rámci dané práce byl zvolen Posturomed z důvodu dobré dostupnosti, který klade vysoké nároky na posturální stabilizaci a vzhledem k jeho vlastnostem je to přístroj cílený na kolenní kloub.

Vytyčeným cílem studie tedy bylo objektivizovat vliv rehabilitace s využitím posturální terapie na stabilizaci operovaných kolenních kloubů u pacientů po plastice LCA, porovnání stupně stabilizace obou dolních končetin podle vymezených tříd a především zjištění vlivu nalepení pružných a nepružných pásků na mediální vastus obou dolních končetin na posturální stabilizaci.

2 STABILIZACE

2.1 Posturální stabilizace

Udržování vzpřímeného držení těla závisí na fyzikálních parametrech a na svalové aktivitě. Vzhledem k tomu, že tělo nemá přesně definované tvarové vlastnosti pevného tělesa, ale z hlediska fyziky se jedná o tvarově proměnlivé polotekuté těleso, musí být jeho pevná výchozí poloha udržována činností svalů řízených centrální nervovou soustavou (CNS). Je to tedy proces aktivní, udržující tělo ve vertikále a v podstatě se jedná o neustálé zaujímání stabilní polohy proti působení zevních sil. S ohledem na dynamiku celého procesu se zaujímání stabilní polohy nazývá *stabilizace*. Posturální stabilizaci tak tedy lze definovat jako dynamický proces zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reakce na změny vnitřního a zevního prostředí probíhající stejně jako přednastavovací synergické svalové aktivity zajišťující cílenost zamýšleného, tedy anticipačně připravovaného pohybu, aby nedošlo k neřízenému pádu (Vařeka, 2002; Véle, 2006; Rašev 2012). Pro tento proces je nutná koordinovaná aktivita agonistů a antagonistů jednotlivých skloubení, jejichž výsledkem je zpevnění segmentů, které dovoluje dosáhnout vzpřímeného držení a lokomoci. Na vzpřímené držení těla mají vliv proprioceptivní a exteroceptivní informace ze svalů, šlach a kloubů osového orgánu. Mají zpětnovazebný charakter a jsou podkladem pro kontrolu stabilizace polohy a případnou korekci pohybu (Véle, 2006; Kolář, P., 2009).

2.1.1 Řízení posturální stabilizace

Vzpřímený stoj je řízen centrální nervovou soustavou a to konkrétně spinální míchou, retikulární formací, středním mozkem, mozečkem, bazálními ganglii a mozkovou kůrou (Myslivoček, 2003). Volní pohyb je daný činností asociační kůry, avšak programy pro vykonání určitého pohybu jsou uloženy u rychlé, cílené motoriky mozečkem a u pomalých pohybů bazálními ganglii. Po iniciaci a zpracování v těchto strukturách se daný program dostává přes talamus do motorické kůry. Z ní je pak řízeno provedení pohybu. Výstupní informace z motorické kůry je dále zpracovávána mozečkem, bazálními ganglii a retikulární formací ve zpětnovazebních okruzích. Ty pak informují kortex o tom, jak je pohyb prováděn, což umožňuje případné korekce pohybu (Myslivoček, 2003). Podstatou volních pohybů je svalový tonus, na němž je vybudována posturální motorika. Hlavní roli v ní hraje proprioceptivní aference

z pohybového a vestibulárního aparátu a aference optomotorická. Na držení těla mají také vliv dechové pohyby osového orgánu; významné informace pro stabilizaci těla poskytuje i bránice (Myslivoček, 2003; Véle, 2006).

Nejnižší rovinou řízení reakcí na definované podněty je úroveň spinální a kmenová. Mimo jiné participuje na reflexologii centrální geneticky fixovaný program, který se stává aktivním v prvním šestinedělí, kdy začíná docházet k prvním cíleným pohybům a nezbytná je tak svalová koaktivita. Prostřednictvím vyvážené funkce mezi antagonisty dochází v oblasti páteře i periferních kloubů k nastavení vhodné polohy, jež umožňuje symetrické osově zatížení kloubů s optimálním statickým zatížením a maximálním kontaktem kloubních ploch – tzv. funkční centraci. Je to model pro člověka druhově specifický, jeho realizace probíhá teprve v průběhu posturální ontogeneze jako součást zrání CNS (není tedy výsledkem učení) a jeho účelová podstata spočívá v automatickém ovládání polohy těla. Centrální program vymezuje vzájemnou senzomotorickou souvislost mezi svaly, klouby a jinými systémy (Kolář, P., 1998).

Posturální řízení nastaví pozici jednotlivých segmentů těla již ve chvíli úmyslu provést určitý pohyb (diferencovaná anticipační = přednastavovací aktivace intersegmentálních svalů). Až po zaujetí této cíleně nastavené pozice lze pohyb lokomocí provést. Posturální řízení se musí okamžitě přizpůsobit úmyslu pohybu, parametrům pohybu (tzn. hmotnost např. drženého nebo uchopeného břemene, rychlost pohybu ruky, vzdálenost od okamžité těžnice těla) a okolnímu prostředí, podle toho se totiž nastaví intenzita synergistické aktivace intersegmentálních a polysegmentálních svalů zajišťujících požadovanou intenzitu segmentální koordinace. Posturální řízení nelze zredukovat na stoj a sed, každý pohyb musí být funkčně stabilizovaný. Pro příklad klíčové oblasti těla (pletence ramenní a pánevní) musí být při nasazování jemné motoriky ruky před a v průběhu každého pohybu jako puncta fixa v klidové poloze bez větších výkyvů, což je také funkce posturálního řízení (Rašev, 2010; 2012).

2.1.2 Dysfunkce posturálního řízení

Posturální stabilizaci lze chápat jako cílenou synergickou aktivaci svalů ve vrstvách (od nejhlubších a nejkratších svalů po povrchové a dlouhé svaly) podle anticipace motoriky. Při monotónním držení těla dochází ke snížení aferentních vstupů z proprioceptivních a vestibulárních receptorů, čímž dochází k dysfunkci řídicích mechanismů, která vede ke špatnému reakčnímu času segmentálního svalstva, což

znamená chybné naprogramování následnosti a intenzity aktivace svalů intersegmentální muskulatury v oblasti trupu a nosných kloubů ve funkčním pohybovém zřetězení po dobu motorické funkce. Dochází k nadměrné aktivaci svalů povrchových, ty jsou nuceny zaujímat po delší čas monotónní postavení, jsou tedy v izometrii, přetíženy a stanou se nociceptivně aktivními. To se projevuje neekonomickými posturálními reakcemi = posturální dysfunkcí. Ta může také vznikat z toho důvodu, že vertikalizace těla je řízena mladým, druhově specifickým programem, který není tak stabilní jako fylogeneticky starší motorické programy (Rašev, 1999; Rašev, 2010). Při sníženém množství senzoričtých a senzitivních aferentních informací např. z oblasti kolenního kloubu se tedy snižuje množství informací o poloze a stavu kloubu a tím se může zhoršit schopnost adekvátně stabilizovat celou dolní končetinu (Hoffman, 1999; Rašev, 2012). Pokud tyto informace chybí, je možné předpokládat zhoršenou schopnost posturální stabilizace, neboť ani zbylá propriocepce z dané oblasti není fyziologická (Barret, 1991).

2.1.3 Posturálně podmíněná bolest

Posturálně podmíněná bolest je nejčastější bolestí pohybového aparátu, která vzniká bez prokazatelné organické patologie. Vzniká v rámci funkční patologie motoriky, tzn. při dysfunkci posturálních řídicích mechanismů. Dochází k nesprávné souhře segmentální svaloviny, k tzv. segmentální dysfunkci. Tato chybná segmentální koordinace se označuje jako funkční segmentální instabilita v oblasti nosných kloubů. Při dysfunkci řídicích mechanismů dochází téměř vždy ke známám funkční patologie. To znamená, že svalový tonus je v určitých svalových řetězcích řízen neekonomicky a dochází k nevýhodnému průběhu pohybů, které se uskutečňují typickým způsobem. Při tom mohou vznikat poruchy motoriky, které minimálně určitý čas existují bez diagnostikovatelných organických změn. Vzniklá nocicepce pak mění pohybový program a tato změna programování vede ke změně svalového napětí v jednotlivých svalových skupinách. Takto změněný pohybový program pak přetrvává i v případě, že prvotní nociceptivní podnět již vymizel. Následkem změny řídicích mechanismů jsou mimo jiné i změněné posturální reakce (Rašev, 1999).

2.1.4 Svalová koordinace a stabilizace

Senzoričká a senzitivní aference zvyšuje excitabilitu mozku a vytváří pohotovostní potenciál v CNS při vzniku pohybového záměru. Podle dosavadní

zkušenosti jedince je pak vybrán vhodný motorický program. Excitabilita po dokonání pohybového záměru mizí. Dle Véleho (2006) rozlišujeme tři druhy stabilizace polohy:

- segmentová (krátké svaly uložené v hluboké vrstvě podél osy páteře)
- sektorová (delší svaly uložené více k povrchu, integrující několik segmentů)
- celková (dlouhé a silné svaly povrchově stabilizující celý osový orgán)

Ačkoli jsou každému jedinci daná druhově specifická rámcová pohybová schémata pro vertikalizaci a lokomoci, tzv. fixed patterns, jsou v průběhu vývoje individuálně doplňovány a měněny učením. Působením zevního i vnitřního prostředí však tato modifikovaná schémata nemusí být výhodná a mohou vznikat potíže omezující rozsah pohybové funkce (Véle, 2006). Proto při vyšetření vertebrogenních poruch je nutné vnímat problém komplexně – z pohledu důsledku působení zevních i vnitřních sil na páteř. Každý cílený pohyb má totiž vliv na celou posturu. Stabilizační svalová funkce tak úzce souvisí s kvalitou řídicích procesů CNS. V úponově provázaných oblastech se aktivuje souhra svalů stabilizujících a zpevňujících páteř. Pro vyšetření stabilizační funkce (čímž se nemyslí jen svalová síla, ale především svalová souhra) byly vytvořeny funkční testy (Kolář, P., 2006), které budou popsány dále.

Co se týká stabilizace v oblasti kloubů, tak končetinové a pletencové svaly mají specifické funkce odvozené od vzdálenosti svých úponů od osy příslušného kloubu. Tyto svaly lze rozdělit do dvou skupin:

- shunt muscles (stabilizující) – obklopují kloub bezprostředně, působí paralelně s osou pohybujícího se segmentu z malé vzdálenosti, při aktivaci vtlačují kloub do jamky (stabilizují)
- spurt muscles (záběrové) – působí na pohybující se segment více kolmým směrem, ve větší vzdálenosti od osy otáčení než předchozí, mají větší moment záběru (Véle, 2006).

Posturální reaktibilita

Bez koordinované svalové aktivity a úponové stabilizace by nebyl možný vzpřímený stoj a vlastně žádný jiný cílený pohyb. S tím souvisí pojem posturální reaktibilita – účelové zpevnění jednotlivých pohybových segmentů nebo kloubů, pro

získání co nejstabilnějšího puncta fixa proti působení zevních sil. Jedna z úponových částí svalu je zpevněna, aby druhá mohla provádět pohyb (tzv. punctum mobile). Potřebná tuhost spojení několika segmentů pro provedení cíleného pohybu je dosažena koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů. Aktivita svalů stabilizujících segment vytváří aktivitu v dalších svalech, jejichž úpony spolu funkčně souvisí a svalová aktivita se v pohybové soustavě řetězí (Kolář, P., 2009). Osové svaly se tak společně s dlouhými končetinovými svaly spojují do funkčních řetězců. Dávají tak vznik provázanosti osového orgánu s končetinami (Véle, 2006).

Teleologie zřetězení

Svalový řetězec tvoří několik svalů nebo svalových smyček mezi sebou propojených fasciálními, šlachovými a kostními strukturami. Svaly řetězce mají fyzikální nebo funkční vazbu. Funkce řetězce je řízena z CNS. Svaly v rámci jednoho řetězce nemusí pracovat synchronně a všechny najednou. CNS umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků řetězce podle předem naprogramovaného časového rozvrhu (tzv. timing). Tím se pohyb svalů koordinuje a dosahuje se přesnosti pohybu při úspoře energie jedince. Pokud pracuje najednou několik řetězců, rozšiřuje se tím adaptabilita a flexibilita pohybové soustavy jako celku.

Osový orgán je složený ze tří funkčně spojených úseků – hlavy, páteře a pánve. Zajišťuje nejen stabilizaci polohy jednotlivých celků (hold), ale i jejich vzájemný pohyb (move). Stabilizační složka pohyb nejen předchází, ale zároveň jej provází a zakončuje, což přispívá ke koordinaci a jistotě pohybu. Při poruše rovnováhy uvnitř svalového řetězce může dojít k různým poruchám držení těla, přičemž je zde možnost vzniku vzdálené přenesené motorické poruchy. Vliv řetězců se překrývá a vyrovnaním jedné části řetězce může dojít k vyniknutí nerovnováhy jiné – tzv. „vrstvení poruch“ (Véle, 2006). Nerovnováhu v rámci svalového řetězce nemusí vyvolávat jen svalová dysbalance, ale také např. aktivní jizvy (Lewit, 2003).

Zřetězení podléhají emočním stavům, zkušenosti a akutní nebo chronické nocicepci, která může být senzomotorického či viscerálního původu. Vliv na zřetězení může mít zevní i vnitřní prostředí a proto jsou stále trochu jiné a nikdy úplně stejně intenzivní či s identickým pořadím ovlivněných svalů (Rašev, 2012).

Stejně jako se řetězí aktivita v jednotlivých svalech, řetězí se i funkční poruchy – při zřetězení se dá rozeznat, zda koaktivací fáze zůstává v rovnováze nebo ne. V případě, že není v rovnováze, lze často pozorovat převahu flekčního (tonického) systému. Pokud je koaktivace a koordinace agonistů a antagonistů narušena (např. změnou řídicích programů, poškozením svalů, narušením zpětné vazby nebo propiocepce), lze předpokládat odpovídající odezvy a změny v procesu posturální stabilizace (Lewit, 2003).

Pojmem segmentální instabilita pak označujeme stavy, při kterých svaly nosných kloubů ve stoji (nebo při vykonávání pohybu) nedrží tělo proti gravitaci. Lze ji také vysvětlit neekonomickou souhrou inter a polysegmentálních svalů (Rašev, 1999).

V problematice poškození LCA jsou pak podle studií prokazovány poruchy koordinace a časování souhry stabilizačních svalů, narušení vzorců aktivace a zpomalení reakčních časů na zevní nebo vnitřní podnět (Ageberg, 2002; Wojtys, 2000).

2.1.5 Vyšetření posturální stabilizace

Mírná dysfunkce stabilizační schopnosti posturálního systému se nemusí projevit hned, neboť tělo dokáže vyvinout kompenzační mechanismy. Porucha se projeví až v momentě, kdy je systém ve větší zátěži. Je tedy vhodné hodnotit funkci stabilizačního systému při vykonávání náročnějších posturálních úkolů, které by se ovšem z hlediska použitelnosti pro praxi měly podobat aktivitám z běžného denního života (Kolář, P., 2006). Při poruše náboru svalů páteře a trupu při jejich reakcích na vnější podněty dochází k nepřiměřenému zatížení a posturální instabilitě. Porucha funkce se dále vlivem stereotypního přetěžování stává sama důvodem vzniku obtíží. U většiny pacientů s hybnými poruchami pak lze najít odchylky ve stabilizační funkci svalů. Tyto odchylky jsou do jisté míry charakteristické a byly pro ně vytvořeny funkční testy pomocí provokované posturální aktivity (Kolář, P., 2009). Dále uvedené testy jsou cílené na oblast trupu (a zejména bederní a břišní oblasti), která je ovšem pro stabilizaci postury stěžejní. Ve své knize Kolář P. (2009) uvádí následující testy, které vycházejí z vyšetření Prof. MUDr. Vladimíra Jandy, DrSc. a v praxi jsou běžně používanými testy pro vyšetření pohybových stereotypů. Jeho konkrétní vyšetření jsou uvedena na konci této kapitoly.

Extenční test

Na začátku testu leží vyšetřovaný na břiše a to buď s pažemi podél těla ve středním postavení anebo s pokrčenými pažemi a oporou o ruce. Vyšetřovaný zvedne hlavu nad podložku a mírně extenduje páteř. Testující sleduje koordinaci zapojování zádočných svalů a laterální skupiny břišních svalů, dále zapojení ischiokrurálního svalstva a m. triceps surae, postavení lopatek a jejich souhyb a reakci pánve. Při fyziologické koordinaci se přiměřeně a vyváženě aktivují svaly laterální skupiny břišních svalů a extenzorů páteře, může se mírně zapojit ischiokrurální svalstvo a pánev zůstává ve středním postavení, opora je na úrovni symfýzy.

Test flexe trupu

Výchozí polohou vyšetřovaného je leh na zádech, ze kterého provede pomalou flexi krku a postupně i trupu. Vyšetřující v průběhu testu palpuje nepravá žebra v medioklavikulární čáře, hodnotí jejich souhyb a vůbec chování hrudníku během flekčního pohybu. Při správném provedení se aktivují břišní svaly a hrudník zůstává v kaudálním, expiračním postavení. Břišní svaly by se měly aktivovat rovnoměrně.

Brániční test

Vyšetřovaný sedí s napřímeným držením páteře, hrudník je v expiračním, kaudálním postavení. Vyšetřující palpuje dorzolaterálně pod dolními žebry, sleduje jejich postavení a chování a v této oblasti mírně tlačí proti skupině břišních svalů. Vyšetřovaný pak má za úkol vyvinout protitlak s roztažením dolní části hrudníku, což by mělo být na obou stranách symetrické a hrudník by se měl roztáhnout dorsálně a laterálně, aniž by došlo ke kyfotizaci v hrudní páteři.

Test extenze v kyčli

Vyšetřovaný leží na břiše s horními končetinami podél těla ve středním postavení a provede extenzi v kyčelních kloubech proti odporu testujícího, avšak kontrakce by neměla být provedena s maximálním úsilím. Testující pak sleduje souhru zapojovaných svalů, přičemž by mělo dojít ke kontrakci gluteálních svalů, aktivaci laterální skupiny břišních svalů, naopak by nemělo dojít k anteverzii pánve, prohloubení bederní lordózy a přesunu opory kraniálně.

Test flexe v kyčli

Varianta vsedě: Vyšetřovaný sedí na okraji stolu s volně položenými horními končetinami. Ruce testujícího jsou na stehnech vyšetřovaného a v průběhu testu kladou odpor proti flexi v kyčli (přičemž test může být prováděn i bez odporu, jen proti gravitaci). Testující palpací v inguinální oblasti zjišťuje aktivaci břišních svalů a aspekci dále souhyb páteře a pánve a koordinaci aktivity břišních svalů. Břišní svaly by se měly rovnoměrně aktivovat bez souhybu pánve a lateralizace hrudníku.

Varianta vleže: vyšetřovaný leží na zádech, přičemž testující mu při výdechu nastaví hrudník do kaudálního postavení při relaxaci břišní stěny a sleduje koordinaci v aktivitě břišních svalů, stabilizaci hrudníku a aktivitu svalů v krční krajině. Vyšetřovaný pak proti odporu (stupeň 4 na základě stupnice svalového testu dle Jandy) provede flexi v kyčelním kloubu tak, že rovnoměrně aktivuje břišní stěnu, hrudník zůstává v kaudálním postavení a nedochází k aktivaci prsních svalů.

Test nitrobřišního tlaku

Výchozí polohou je sed na okraji stolu s horními končetinami volně položenými na podložce. Testující palpuje inguinální oblast a sleduje chování břišní stěny v průběhu testu. Vyšetřovaný aktivuje břišní stěnu, přičemž by nejprve mělo dojít k mírnému vyklenutí podbřišku v důsledku aktivace bránice a následně k rovnoměrnému a koordinovanému zapojení břišních svalů.

Test polohy na čtyřech

Vyšetřovaný zaujímá polohu stoje s oporou o dlaně a přední část chodidel, která jsou rozkročena na šíři ramen. Testující pak sleduje postavení jednotlivých segmentů a způsob zaujetí polohy bez korekce. Fyziologicky by pak vyšetřovaný měl mít zápěstí, loketní a ramenní klouby a lopatky v centrovaném postavení, ty jsou dále fixovány k hrudníku, který je v kaudálním postavení, páteř je napřímená a hlava je v prodloužení osy páteře. Dolní končetiny by měly být taktéž ve všech kloubech v centrovaném postavení v jedné ose.

Test hlubokého dřepu

Vyšetřovaný plynule a pomalu přejde ze stoje s chodidly na šíři ramen do hlubokého dřepu. Testující vyhodnocuje, zda v průběhu pohybu byla napřímená páteř,

pánev se nepřeklápí do antevertze nebo retrovertze, střed kolena směřuje nad podélnou osu třetího metatarsu po celou dobu dřepu a sleduje zatížení chodidel (Kolář, P., 2009).

Jak už jsem uvedla výše, o svalové koordinaci svědčí také vyšetření pohybových stereotypů dle Jandy, které se rovněž nesoustředí na sílu provedení pohybů nebo na „izolovanou“ aktivaci jednoho svalu. Vyšetření hodnotí kvalitu provedení pohybu, zaměřuje se na timing zapojení jednotlivých svalů a na stupeň zapojování zúčastněných svalů. Těchto testů je šest (Lewit, 2003):

- *extenze v kyčli*
- *abdukce v kyčli*
- *flexe hlavy*
- *flexe trupu*
- *abdukce ramenního kloubu*
- *klik*

Existuje ještě řada funkčních testů od jiných autorů, zde byly uvedeny jen některé pro ilustraci celkové problematiky. Problém většiny funkčních vyšetření je ten, že jsou nezměřitelná, zaměřují se na kvalitu provedení pohybů, jsou subjektivně zabarvená a vyhodnocení záleží především na zkušenosti testujícího.

Jednou z možností kvantifikovatelnosti stabilizace je posturografie, které je věnována kapitola 2.4.

2.2 Stabilizace kolenního kloubu

2.2.1 Anatomické předpoklady stabilizace kolenního kloubu

Kolenní kloub je kloubem složeným ze tří kostí – femuru, tibie a patelly. Mezi femur a tibií jsou vloženy menisky – dva poloměsíčitě chrupavčité útvary, které napomáhají především rovnoměrnému přenosu zatížení a rozprostírají jej do větší plochy. Tím zabraňují nepříznivé koncentraci tlaku na chrupavky. Při plně extendovaném kolenním kloubu dochází k absorpci 50 % tlaku na kloub menisky, s flexí se tento podíl ještě zvyšuje a to až k hodnotě 90 %. Menisky se řadí podle klasifikace Dylevského (2000) mezi statické stabilizátory kolenního kloubu. Na stavbě

kolenního kloubu se dále významně podílí ligamentózní aparát, který zesiluje kloubní pouzdro. To je velice členité ať už ve vrstvě vazivové nebo synoviální, která vylučuje synoviální tekutinu – mazivo pro plynulý pohyb kostí vůči sobě (Dylevský, 2000). Ligamenta kolenního kloubu jsou následující: zepředu lig. patellae, retinacula patellae, ze stran lig. collaterale tibiale, lig. collaterale fibulare, lig. popliteum obliquum, lig. popliteum arcuatum a nitrokloubní lig. cruciatum anterius a lig. cruciatum posterius, lig. transversum genus, lig. meniscomemorale posterius, lig. meniscomemorale anterius.

Ligamentum cruciatum anterius – Přední zkřížený vaz se začíná formovat v osmém týdnu prenatalního vývoje, dokončenou anatomickou stavbu pak má v devátém týdnu (Fu, 2008). LCA probíhá skrz fossa intercondylaris mezi dvěma listy synoviální membrány, začíná na dorzální části vnitřní plochy laterálního kondylu femuru a upíná se na area intercondylaris anterior tibie (Čihák, 2006). Název anterius je odvozený od pozice jeho úponu na tibií při plné extenzi kloubu. Anatomicky i funkčně se skládá ze dvou částí, dvou snopeců. První snopec je delší, anteromediální a slouží spíše jako mechanická zarážka pro přílišnou vnitřní rotaci tibie. Druhý je kratší, silnější, posterolaterální a brání spíše anteriorní translaci tibie (Bartoníček, 2004).

2.2.2 Biomechanické předpoklady stabilizace kolenního kloubu

Biomechanika jakéhokoliv kloubu je charakterizována kinematickou a dynamickou charakteristikou jeho chování. Kinematická charakteristika kloubu (stupeň volnosti, převodové poměry aj.) je dána zejména tvarem kloubních ploch, které se navzájem dotýkají svým chrupavkovým pokrytím. Vazy pak plní funkci mechanických zarážek pro omezení rozsahu pohybu v kloubu nad určitou mez, dále vodících prvků pro stabilizaci vzájemného styku kondylů a také celkově zpevňují kloubní spojení.

Umístění vazů je v případě kolenního kloubu uvnitř a vně kloubního pouzdra. Kombinace svalů, vazů a menisků tvoří složitou strukturu, která stabilizuje kolenní kloub ve třech anatomických rovinách. Stabilizace v sagitální rovině je zajištěna z velké části zkříženými vazy a kokontrakcí svalových flexorů a extenzorů kolenního kloubu. Stabilizaci ve frontální rovině uskutečňují postranní vazy, dolní konec m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus, dolní konec m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Stabilizaci v transverzální rovině zajišťují všechny výše uvedené prvky dohromady,

v nepoškozeném stavu všech svalů a vazů je pak kolenní kloub téměř antitorzním systémem.

Femorotibiální skloubení je z kinematického pohledu modelováno jako křížový čtyřkloubový mechanismus. Ten je vymezený průběhem a úpony zkřížených vazů. Jeho použití je však limitováno jen na odvození tvaru styčných ploch ve střední části rozsahu kloubní pohyblivosti a dále na vysvětlení úlohy zkřížených vazů v krajních pozicích, v nichž plní zkřížené vazy funkci mechanických zářezek, jak už bylo uvedeno výše. Avšak vlastní femorotibiální systém je prostorový. Další významnou funkci v něm mají menisky a ostatní elementy. Jejich primární uspořádání má za úkol mechanické spojení kolenního kloubu, ale z hlediska biomechanického má vliv na činnost kosterních svalů, které dále ovlivňují postavení kyčelních kloubů, pánve a páteře (1). Jak už bylo naznačeno výše, struktury v oblasti kolenního kloubu dělíme funkčně na:

- statické stabilizátory – menisky, tvar kloubních ploch, vazy, kloubní pouzdro
- dynamické stabilizátory – svaly v oblasti kolenního kloubu.

Nejmohutnějšími statickými stabilizátory kolenního kloubu jsou nitrokloubní zkřížené vazy – přední a zadní. Oba jsou přibližně stejně dlouhé, přední je však zhruba o třetinu tenčí. Přední zkřížený vaz omezuje ventrální posun tibie vůči femuru a zároveň i jeho vnitřní rotaci. Zadní zkřížený vaz pak působí opačně, vymezuje translační posun bérce dorsálně a jeho zevní rotaci vůči stehenní kosti. Významný vliv mají zkřížené vazy společně s ostatními ligamenty zejména na redukci rotačních pohybů tibie. Ligamenta se podílejí i na tzv. uzamčení kolena – při extenzi dojde k napnutí postranních vazů a všech vazů na zadní straně kloubního pouzdra, dolehnutí femuru na tibii, natažení LCA a tím i ke stabilizaci kolenního kloubu. Pokud kolenní kloub není plně extendován, na stabilizaci kloubu se tak podílejí i dynamické složky – svaly (2).

Na dynamické stabilizaci se podílejí jako dynamická podpora funkce LCA hemstringy (ischiokrurální svaly) a dále mm. vasti a mm. gastrocnemii. Pro dobrou stabilizaci je důležitá vyvážená aktivace semisvalů vůči m. biceps femoris. Totéž je podstatné u jejich antagonistů – úměrná aktivace m. vastus lateralis vůči mediálnímu vastu a správně časově i silově rozložená koaktivace těchto dvou svalů navzájem vůči mm. gastrocnemii (Bruhn, 2001; Rozzi, 1999).

Ligamentum cruciatum anterius – K největšímu napnutí tohoto vazu dochází při flexi 90° a to o 7 % oproti plné extenzi. S rostoucí flexí se jeho délka nemění (Hamill, 2009). Cévní zásobení je zejména v jeho tibiálním konci a to z Hoffova tělesa, přičemž nejméně zásobená krví je střední část vazů, což se s postupujícím věkem ještě zhoršuje. Distální část vazů je živena drobnými cévami, které přicházejí k tibiálnímu úponu subsynoviálně z Hoffova tělesa (Bartoníček, 2004).

2.2.3 Neurofyziologické předpoklady stabilizace kolenního kloubu

Vývojovým přechodem na vzpřímenou bipedální a plantigrádní lokomoci je kolenní kloub lokalizován mezi dvěma dlouhými pákami - femurem a tibií. V průběhu vývoje se radikálně zvýšila složitost neuromuskulárních mechanismů, které kolenní kloub na jedné straně kontrolují, na straně druhé z něj vycházejí. Jsou kladeny velké nároky na koordinaci a časování kontrakce stabilizačních svalů, správné vzorce a stereotypy aktivace svalů, dostatečnou rychlost reakčních časů, adekvátní dosažení optimálního momentu síly a neporušení anticipačních (proaktivních) mechanismů. Pokud jsou tyto předpoklady narušeny, dochází často k lézím měkkých struktur kolenního kloubu. Tyto poruchy jsou zjišťovány i na druhostranné končetině (Ageberg, 2002; Wojtys, 2000).

Kolenní kloub obsahuje mechanoreceptory, které jsou součástí kloubního pouzdra, vazů, šlach a svalů v oblasti kolenního kloubu, vysílají do CNS signály o stavu měkké tkáně a její deformaci při pohybu. Čím více je měkká tkáň zdeformovaná, tím se frekvence signálů zvyšuje stejně jako počet stimulovaných receptorů (Lephart, 2000). Důležitým aspektem neuromotorické kontroly je i vnímání tělového a dynamického pohybového schématu (zjednodušeně propriocepce) pomocí zmiňovaných receptorů. Mezi stavem měkkých tkání v oblasti kolenního kloubu a propriocepcí je reciproční vztah - narušení měkkých struktur v kolenním kloubu se projeví v poruše propriocepce a to dále zhoršuje kontrolu dynamické stabilizace kloubu (Fremerey, 2000; Wojtys, 2000). Navíc je v asociační oblasti mozku kortikální senzomotorická reprezentace poměrně malá. Při ruptuře předního zkříženého vazů a po jeho operační rekonstrukci je prokázáno snížení multimodální aferentace až o 70 %. Dlouhodobé pooperační výsledky se pak odvíjejí právě od stavu propriocepce (Kvist, 2001; Uhl, 2002).

Ligamentum cruciatum anterius - Většina nervových vláken obklopujících LCA má vazomotorickou funkci. Některá z nich však obsahují mechanoreceptory, které mají vliv

na neuromuskulární kontrolu svalového tonu v oblasti kolenního kloubu a tedy i na dynamickou stabilizaci kloubu, která tak jde ruku v ruce se stabilizací statickou (Shiraishi, 1996). Receptory v kolenním kloubu jsou následující:

- receptory podobné Golgiho šlachovému tělísku - úpony a povrch vazů pod synoviální membránou (Kennedy, 1982)
- Vater-Paciniho tělíska - tibiální i femorální konec LCA, mají rychlou adaptaci, rozlišují vibrace až do 700 Hz (Lephart, 2000)
- Ruffiniho tělíska - povrch ligamenta, hlavně pak v jeho femorální části, kde jsou deformace při pohybu nejznatelnější, mají pomalou adaptaci, směrovou citlivost a detekují krajní rozsahy pohybu
- volná nervová zakončení - jejich funkce není zatím zcela jasná, buď mohou sloužit jako nociceptory nebo jako lokální efekторы s vazoaktivní funkcí pro udržování tkáňové homeostázy; případně mohou hrát roli v remodelaci transplantátu (Haus, 1990).

2.2.4 Vlastní stabilizace kolenního kloubu

Anteriorní nestabilita a možnost posunu tibie vpřed vůči femuru svědčí o ruptuře LCA, takže svaly a jejich šlachy musí kompenzovat větší kloubní pohyblivost k zajištění kloubní stability. Měkké tkáně (svaly a šlachy), které poskytují dynamickou podporu, jsou sekundárními stabilizátory. Hemstringy jsou synergisty LCA, na dynamické stabilizaci kolene v předozadním směru se podílejí až 40 % (Lephart, 2000).

Anteriorní translace tibie vede k aktivaci hemstringů a mm. gastrocnemii a inhibičně působí na m. quadriceps. Tyto reflexní svalové kontrakce zajišťují dynamickou stabilizaci kloubu. Už síla 5 N na LCA vede k aktivaci svalových vřetének hemstringů (Lephart, 2000).

Co se týká přípravy svalové aktivity, tak podle současných studií před vykonáním každého pohybu dojde k preaktivaci svalů v naučeném pohybovém vzorci. Tento jev je popsán jako feed-forward (dopředná) neuromuskulární kontrola. Daný mechanismus je důležitý pro dynamickou stabilizaci, protože poskytuje rychlou kompenzaci a odpověď na zevní podněty. Příprava svalové aktivity je výsledkem centrálního motorického

řízení. Když se motorické příkazy uskuteční dostatečně rychle, dopředný mechanismus nezávisí na reflexních drahách, ale místo toho zvyšuje senzitivitu svalových vřetének, které recipročně zvyšují vnímání pohybu a pozice kloubu. V průběhu pohybu jsou informace z receptorů neustále odesílány do CNS po reflexních drahách tak, aby byla neustále koordinována svalová aktivita pro optimální dokončení úkolu. K efektivní koordinaci svalové aktivity pro ochránění kloubu je potřebná velice rychlá odpověď (30 - 70 ms). Bohužel je zde určitá latence mezi přípravou pohybového záměru a reaktivní svalovou aktivací, což je výsledkem elektromechanického prodlení (Lephart, 2000). Minimální čas od podráždění receptorů k produkci síly je 110 ms (Krogsgaard, 2002). Bylo zjištěno, že u žen je toto zpoždění delší než u mužů. Muži tedy dokáží na nepředvídané situace reagovat rychleji. Množství času potřebného ke vzniku svalové aktivity a vytvoření odpovídající síly determinuje účinnost dynamické stabilizace (Lephart, 2002).

Aferentní informace z mechanoreceptorů v předním zkříženém vazuu ovlivňují aktivitu svalů kolem kolenního kloubu. Tento jev je popisován jako „ACL reflex“ (Krogsgaard, 2002). Tato aference je nepostradatelnou součástí optimální funkce kolenního kloubu. Je prokázáno, že u pacientů s lézí LCA vede ztráta propiocepce z mechanoreceptorů uvnitř vazuu ke snížení svalové síly a hypotrofii m. quadriceps femoris, zejména jeho mediální části (m. vastus medialis) (Konishi, 2002).

Produkce svalové síly je jednou z několika neuromuskulárních charakteristik, které napomáhají svalům v poskytování dynamické stability. Pokud sval nezvládne včas vyprodukovat dostatek síly, může se vyskytnout nadměrná pohyblivost kloubu a dokonce může dojít k poškození kloubních struktur. Ženy mají také oproti mužům menší svalovou sílu hemstringů, v krizové situaci tedy nedochází k dostatečnému ochrannému mechanismu proti poškození LCA (Lephart, 2000).

2.3 Stabilizace kolenního kloubu prostřednictvím LCA

Důležitými faktory pro udržení intaktnosti kolenního kloubu při zatížení je časové rozložení stabilizace v anteroposteriorním a laterolaterálním směru a vzájemné načasování koaktivace a koordinace svalů v oblasti kloubu. Dobrá svalová souhra je podstatná zejména ve stojné fázi v průběhu chůze, při doskoku a při korekci jiných silových momentů způsobujících anteriorní translaci tibie (Kvist, 2001; Rozzi, 1999).

Pro dynamickou podporu funkce LCA se musí jako první aktivovat hemstringy, poté mm. vasti a nakonec mm. gastrocnemii. Preaktivace hemstringů je relativně výrazná. Dle studií při korekci dopředné translace tibie zabírá až 40 % celé stabilizační doby (Hewet, 1999; Kvist, 2001). Pokud jsou hemstringy zapojeny do uvedených stabilizačních vzorců a jejich aktivace je adekvátně načasovaná, působí jako agonisté LCA. Aby však plnily svou funkci správně, je potřebné vyvážení aktivace mediálních (semisvaly) a laterálních (m. biceps femoris) hemstringů ve smyslu časování a rozložení momentů sil. Pro kvalitní průběh dynamické stabilizace musí být mediální část hemstringů včas a dostatečně aktivována. To je z toho důvodu, aby nedošlo k výraznější aktivaci na stranu laterálních hemstringů, což by způsobilo destabilizaci kloubu především vůči silám, které způsobují vnitřní rotaci femuru proti tibii a nedošlo k tzv. mediálnímu kolapsu (Bruhn, 2001; Rozzi, 1999). Popsaná situace může nastat např. po plastice LCA štěpem ze šlachy m. semitendinosus nebo gracilis, případně při dlouhodobé insuficienci LCA, kdy je v tomto kompartmentu průkazná nižší svalová síla extenzorů i vnitřních rotátorů kolenního kloubu (Segawa, 2002).

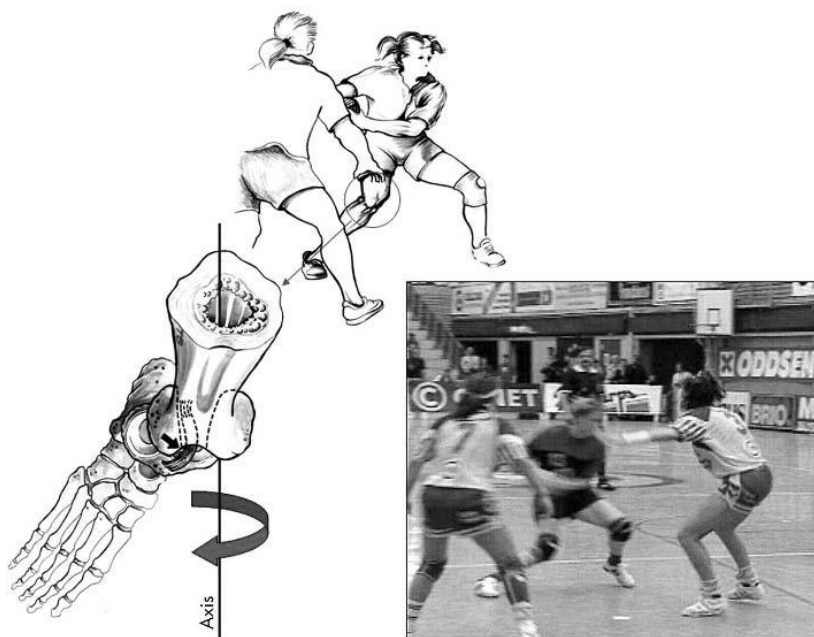
Pro stabilizaci kolenního kloubu je důležitá i svalová souhra a aktivace hemstringů s mm. vasti a samozřejmě i koordinace m. vastus medialis a m. vastus lateralis navzájem. Avšak příliš předčasná či nadměrná aktivace mm. vasti oproti mm. gastrocnemii může rovněž vést k poškození LCA. Mm. gastrocnemii při kompresi kolenního kloubu vyvíjejí tah na femur směrem dorsálním vůči tibii, musí tedy být správně časově i silově rozložená koaktivace s mm. vasti (Kvist, 2001).

2.3.1 Poranění předního zkříženého vazů

Poranění předního zkříženého vazů je typickým poraněním kolenního kloubu, které se stává při sportovní aktivitě. Za posledních dvacet let se ortopedické techniky při rekonstrukci LCA a také rehabilitační postupy velice vyvinuly, což umožnilo pacientům vrátit se ke sportování na stejnou úroveň jako před zraněním (Krosshaug, 2006). Každý rok si poraní LCA odhadem 80 – 120 000 lidí, z čehož je více než polovina sportovců (Fu, 2008).

Metody ke zjištění mechanismu poranění jsou různé. Vedle rozhovoru s pacienty, pitev, simulace situace zranění a matematického modelování je to i analýza videonahrávek, při níž se zjistilo, že většina zranění LCA je způsobena nekontaktním mechanismem. Tímto způsobem dojde k poranění přibližně u 70 % pacientů, přičemž

na tomto čísle mají větší podíl ženy. Mezi rizikové faktory poranění LCA pak řadíme faktory anatomické, hormonální a biomechanické. Nejvíce rizikovým faktorem byla zjištěna dynamická valgozita kolenního kloubu z důvodu větších torzních sil působících na kloub, kdy dojde k zevní rotaci tibie vůči femuru a zároveň k valgozitě kolenního kloubu (Kobayashi, 2010). Nebezpečný pak může být popsán mechanismus v kombinaci s rychlým zastavením pohybu nebo jeho prudkou změnou (Krosshaug, 2012).



Obrázek 1 Mechanismus poranění LCA (Krosshaug, 2012)

Incidence poranění LCA je v USA jedno na 3000 obyvatel, přičemž častěji bývají zraněné ženy. Nejvíce k poranění dochází při dopadu spojeném se špatným postavením těla. Prováděné studie svědčí o tom, že ženy mají na rozdíl od mužů odlišný charakter propriocepce (jak už bylo uvedeno v předchozích kapitolách), jiné svalové aktivační vzorce a dopadové strategie.

Při dopadu je důležitý flekční úhel v koleni (čím větší úhel, tím menší riziko poškození), síla, která působí na kolenní kloub jak ve směru pokračování pohybu, tak i síla opačná, která při dopadu na zem na koleno působí, a dále zaúhlení kloubů dolních končetin ve smyslu valgozity (Lephart, 2000).

Podle výpočtu některých studií je průměrná flexe v kolenním kloubu v momentě zranění 22°. Podle McNaira (1990) je to interval 20 - 30°, při kterém je četnost výskytu léze LCA nejvyšší. Při flexi v kolenním kloubu 0 - 45° a kontrakci kvadricepsu dojde k

napínání LCA. Pokud je flexe v koleni 10 - 30°, pak excentrická síla kvadricepsu na přední část tibie je 5000 N. Důvodem pro zvýšení aktivity kvadricepsu může být i malá flexe v kyčli, přičemž tento mechanismus pohybu (snížená flexe v kyčli) je také typický spíše pro ženy. Ženy mají dále větší tendenci k aktivaci kvadricepsu při nižší flexi v kolenním kloubu a s menší aktivitou hemstringů. Při dopadu mají oproti mužům menší úhel flexe v kyčli a kolenou a mají větší zaúhlení kolen do valgosity než muži (Lephart, 2000).

2.3.2 Vliv léze LCA na druhostrannou končetinu

Vyhodnocení neuromuskulární funkce různými metodami ukázalo, že léze LCA na jedné končetině ovlivnilo i funkci končetiny druhé. Tento jev může být způsoben fyzickou inaktivitou dotyčného po zranění (v podstatě chabou funkcí svalů), porušením senzorické zpětné vazby z postiženého kolenního kloubu s efektem na končetinu druhostrannou a/nebo modifikací centrálních motorických programů v důsledku ztráty mechanoreceptorů po zranění (Ageberg, 2008). Zmíněný článek se však týká pacientů bez rekonstrukce LCA.

Lysholm (1998) pak ve své práci také předpokládal, že poranění LCA jedné dolní končetiny má vliv na stranu kontralaterální, což jeho studie prokázala jen částečně, navíc pacienti rovněž nepodstoupili plastiku LCA. Nicméně se zmiňuje o experimentech provedených na zvířatech, jež uvedl Krogsgaard (2002), ve kterých stimulace propriocepce z LCA ovlivní reflex a statickou gamma motorickou aktivitu na protilehlé straně, z čehož lze usuzovat, že při opačné situaci, tedy nedostatku podnětů z proprioceptorů z jedné strany, bude ovlivněn i druhostranný kloub.

Jedna ze studií věnujících se problematice poruchy propriocepce u pacientů po plastice LCA uvádí, že pacienti do roka od operace mají signifikantní rozdíly ve vedení signálů gamma smyčkou na obou dolních končetinách, přičemž tento rozdíl u nepoškozené dolní končetiny mizí do 18 měsíců od operace (Konishi, 2007).

CNS je velmi plastická a může pružně vytvářet změny založené na aktuálních funkčních požadavcích. Jednoduše, pokud dojde k ruptuře LCA, postižená dolní končetina je „šetřena“, protože byla poškozena hlavní mechanická struktura pro stabilitu kolenního kloubu. Pro obnovení symetrie je tak potřeba snížit stabilizační funkci i druhé dolní končetiny. Snížením funkce nepoškozené končetiny je velikost asymetrie

zmenšená, ačkoli to sníží celkovou posturální stabilizaci, důležitější je v danou chvíli symetričnost funkce dolních končetin (Hoffman, 1999).

Poranění předního zkříženého vazů ale nemusí mít vliv jen na poruchu neuromuskulární kontroly a ovlivňovat centrální pohybové programy a motorickou odpověď z postižené končetiny. Z dlouhodobějšího hlediska způsobuje plastické změny v aktivaci mozkových pohybových programů. Podle studie Kapreliho (2009) výsledky na MRI poukazují na to, že deficit propriocepce z LCA snížil aktivaci v několika senzomotorických kortikálních oblastech a zvýšil aktivaci ve třech oblastech spojovaných s řízením pohybu, což by mělo mít vliv nejen na kontralaterální končetinu, ale na celé tělo.

2.3.3 Vliv léze LCA na celkovou stabilizaci těla

Poranění LCA je spojováno s mechanickou instabilitou a defektem neuromuskulární funkce. Z dlouhodobého hlediska je zde zvýšené riziko budoucího zranění, většího zatížení kloubu a osteoartrózy. Klinicky pacienti s lézí LCA prokazují změněnou posturální stabilizaci, která však zatím není prokazatelně měřitelná. Posturální svaly stabilizují klouby pomocí dvou svalových systémů – predikce a preaktivace pohybu (feed forward) a zpětné vazby (feed back), kdy svalová aktivita provází určitý pohyb a koriguje případné odchylky. Posturální stabilizace tak může být ovlivněna, pokud jakákoli část senzomotorického systému nepracuje adekvátně. Na vině nemusí být jen ztráta mechanické stability, ale i následující změny v proprioceptivních impulzech z kloubů, svalů a vazů, které mohou vést ke změně senzomotorických informací probíhajících v CNS. Špatná kloubní stabilizace může vést ke změně postavení v kolenním kloubu ve vztahu ke kyčelnímu a hlezennímu kloubu, což zvyšuje riziko dalších úrazů na dolních končetinách (Trullson, 2010).

Aby mohl člověk provádět fyzickou aktivitu bez nebezpečí úrazu, je důležitá neintaktní souhra zrakového a vestibulárního aparátu se senzomotorickou funkcí. Snížením propriocepce a svalové síly dolních končetin může ovlivnit posturální stabilitu (Harrison, 1994). V rámci jeho článku byla uvedena studie, kdy byla měřena posturální stabilizace při stožení na jedné noze u pacientů po plastice LCA. Nebyl však zjištěn žádný signifikantní rozdíl mezi operovanou a neoperovanou končetinou, ani v porovnání s kontrolní skupinou.

Pokud se sníží počet senzitivních vstupů z kolene do CNS, sníží se zároveň schopnost adekvátně stabilizovat dolní končetinu a současně s tím i schopnost posturální stabilizace. Hoffman (1999) pak dále uvedl teorii uvedenou výše, totiž že je nutné po zranění LCA automaticky snížit stabilizační funkci i druhé končetiny pro vytvoření větší symetrie i za cenu zhoršení celkové stabilizace těla.

2.3.4 Rekonstrukce LCA

V současné době se většina plastik LCA provádí artroskopicky. První taková operace, která se nejvíce podobala současnému přístupu, byla uskutečněna v roce 1980 pomocí umělého vazy vyrobeného z karbonových vláken. K první artroskopické rekonstrukci předního zkříženého vazy pak došlo v roce 1994 s použitím štěpu ze semitendinosu. V současné době se provádí ročně přibližně 100 000 rekonstrukcí LCA. Samovolné zhojení ruptury LCA není možné, protože je spolu s ním zcela přerušena tenká vrstva synoviální membrány, která jej pokrývá, vyživuje a s jejíž pomocí se vaz při pouhém natržení dokáže zhojit (Fu, 2008).

Včasně provedení plastiky LCA má vliv na zmenšení možnosti vzniku sekundární osteoartrózy spojené s klinicky významnou instabilitou kolenního kloubu a na jeho dlouhou životnost. Odkládání operace totiž zvyšuje riziko dalšího nitrokloubního poškození. Důležitým faktorem pro úspěšnost operace je správné načasování chirurgického výkonu. Doporučuje se počkat s operací zhruba tři měsíce od traumatu, aby měkké tkáně měly možnost zhojení. V opačném případě je zde pravděpodobnost pooperačních komplikací ve smyslu otoku, zhoršení pohyblivosti kloubu a nedostatečné kokontrakční aktivity stehenního svalstva. Rovněž je k dispozici časový prostor pro předoperační rehabilitaci a možnost přípravy neuromuskulárního systému pacienta na budoucí zátěž (Kolář, P., 2009).

Rekonstrukce LCA má nahradit anatomickou funkci zmíněného vazy. Po odstranění pahýlů přetrženého vazy je štěp implantován do míst původního ukotvení. Plastika pomocí BTB autogenního štěpu (bone-tendon-bone) má tu výhodu, že se společně s patelárním ligamentem odebírají také kostní bločky z patelly a tibie, což usnadňuje implantaci štěpu do kloubu a také hojení, protože podle histologie dojde k plné integraci kostního bločku do kosti za dvanáct týdnů po operaci (Fu, 2008).

Přihojení štěpu zahrnuje čtyři fáze:

- akutní zánětlivá odpověď (trvá dny), která nastupuje jen pár hodin po dokončení operace a dojde k protizánětlivým procesům, protože dochází k nekrotizování implantovaného štěpu
- revaskularizace (dny až týdny)
- zvýšení buněčné proliferace (týdny až měsíce)
- remodelování kolagenu (měsíce až roky)

Nevýhodou je, že původní LCA je složený ze dvou svazků a má tak výraznější mechanickou funkci než implantovaný štěp, který omezuje především anteroposteriorní translaci tibie vůči femuru, nicméně už nemá takový vliv na rotační komponentu. Další velkou nevýhodou pak je ztráta propriocepce oproti původnímu vazů, jak už bylo uvedeno výše (Fu, 2008).

Co se týká rehabilitace po plastice předního zkříženého vazů, tak až do osmdesátých let minulého století byla jako hlavní pooperační přístup zvolena imobilizace kloubu. Pak ale bylo zjištěno, že znehybnění končetiny způsobuje poškození chrupavek a naopak tedy byla doporučena co nejrychlejší mobilizace pacientů. Pro tento účel se pak začaly používat kloubové ortézy s rozsahem flexe 20 - 60° a motodlahy. V roce 1987 pak byl zaveden termín „akcelerovaná (urychlená) rehabilitace“, která zahrnovala prakticky okamžité zatížení končetiny a neomezenou pohyblivost se zaměřením na extenzi v kolenním kloubu (Fu, 2008). Tento princip je akceptován a využíván dodnes, kdy je kladen důraz na pět základních parametrů:

- udržení plné extenze
- redukce pooperačního otoku polohováním a klidem
- umožnění hojení operačních ran
- udržení aktivity m. quadriceps femoris
- obnovení plného rozsahu flekčního pohybu (Kolář, P., 2009).

2.3.5 Vliv plastiky LCA na stabilizaci

Podle většiny studií, které se zabývají stabilizací kolenního kloubu po rekonstrukci LCA, vyšlo najevo, že výsledky měření stabilizace různými metodami jsou jen o málo horší než u nezraněných kontrolních skupin a naopak lepší než u osob bez plastiky LCA. Totéž uvádí ve své studii Shiraishi (1996). Z výsledků je patrná jasná korelace mezi vyšetřením stoje na jedné noze a funkčním výstupem pacientů po plastice LCA.

Barret (1991) ve své práci měřil polohové čítí u 45 pacientů s rekonstrukcí LCA, kdy pacienti po operaci signifikantně vykazovali zlepšení ve srovnání s pacienty, kteří plastiku nepodstoupili. Výsledky této studie tedy ukazují prokazatelnou důležitost propriocepce ve funkci kolenních kloubů s rekonstrukcí LCA. Mechanismus, který způsobil zlepšení propriocepce po plastice LCA není zatím známý. Barret se domnívá, že zlepšení polohového čítí po plastice LCA lze přičíst obnovení více fyziologického pohybu, které zlepšuje chybné proprioceptivní informace z kolaterálních a pouzdrových mechanoreceptorů kvůli nefyziologickému pohybu kolenních kloubů bez LCA.

V jiné studii byla histologicky prokázána přítomnost mechanoreceptorů v implantovaném vazivovém štěpu u psů rok po operaci. Tato skutečnost však zatím u lidí nebyla prokázána (Shiraishi, 1996).

2.4 Posturografie

S potřebou kvantifikovat a objektivizovat data vznikla pro využití ve fyzioterapii řada nových metod a přístrojů, které mohou pomoci nejen v diagnostice pohybových poruch, ale i v průběhu terapie samotné. Data z nich vzešlá je pak možné objektivně porovnávat a využít je tak ke zhodnocení efektu terapie. Používané metody pak lze označit jako kinematické a dynamické (5).

Mezi kinematické metody se řadí takové, jejichž výsledným parametrem je kinematická veličina. Může jí být goniometrie (měření úhlových rozsahů pohybu), akcelerometrie, ale i kinematická analýza pohybu. Jejím výsledkem je videozáznam určité činnosti snímáný několika kamerami, který je následně digitalizován. Sledovaný subjekt má na předem definovaných anatomických strukturách připevněné značky, které pak na výsledném záznamu tvoří souvislou informaci o pohybech daných struktur v prostoru a čase a jejich vzájemné souvislosti (4).

Do dynamických metod pak lze už podle názvu řadit měření síly pomocí dynamometru nebo pedobarografii, jejíž podstatou je měření tlakového rozložení styčných ploch. Lze tak hodnotit zatížení chodidel, čehož se využívá např. při tvorbě vložek do bot nebo protéz (4).

Metodou, která je však stěžejní pro tuto práci a rovněž se řadí do dynamických metod, je posturografie, jejíž oblastí zájmu je efekt posturální kontroly, tedy posturální stabilita. Problematika posturální stability je uvedena v předchozích kapitolách. Pro validitu posturografie je nezbytné, aby byla měřením zjištěna kvalita všech rolí posturální kontroly (4).

Pro vysvětlení principu fungování posturografie je třeba uvést několik pojmů, se kterými posturografie pracuje:

COP – *Centre of Pressure* – působíště vektoru reakční síly

COG – *Centre of Gravity* – průmět těžiště těla do roviny opěrné báze (po matematickém přepočtu COP koreluje s projekcí těžiště do opěrné báze)

COM – *Centre of Mass* – těžiště.

Parametr COP se zaznamenává v čase a podle prováděného testu se s ním pak dále pracuje. S tímto parametrem souvisí termín konfidenční elipsa, která je výběrem všech zaznamenaných poloh COP při testování stoje – vypovídá o ploše, kde se COP pohybuje. Směrodatné odchylky středu konfidenční elipsy ve směru mediolaterálním a anteroposteriorním jsou označovány jako SwayX a SwayY. Výsledkem stoje jsou u člověka titubace; čím větší je plocha konfidenční elipsy a hodnoty SwayX a SwayY, tím horší je posturální stabilita (4). COP je naprosto nezávislé na COM, nelze tedy tyto dva parametry zaměňovat. Oproti tomu COM souvisí s parametrem COG, protože COG je průmětem prostorového COM do podložky. Při pozorování klidného stoje je však důležité sledovat vztah mezi COP a COG, z něhož se pak dá usuzovat na kvalitu posturální stabilizace. Při klidném stoji jsou výchylky COP vždy vyšší než u COG, přičemž míra korelace COP a COM je ještě nižší. Dá se také říct, že rozdíl mezi COP a COM je úměrný k horizontálnímu zrychlení COM, které je nutné znát pro výpočet COM z COP. Na COP má dále vliv stabilizace hlezenních a kyčelních kloubů a míra koordinace a koaktivace svalů v oblasti těchto kloubů (Winter, 1995). Co se týká výsledků hodnocení deficitů posturální stability, není vyšetření klidného stoje

optimálním testem, protože je pro mnoho vyšetřovaných příliš lehké proveditelným a při malých nebo kompenzovaných deficitech se tyto nemusí vůbec projevit.

Při vyšetřování může být jedinec testován na Posturografu chovajícím se jako labilní plošina (translační, rotační pohyby) anebo naopak je Posturograf pevná plošina, avšak dochází k pohybům vizuální scény kolem něj, případně jsou předmětem vyšetření automatické balanční reakce na jiné zevní podněty (např. házení míče) (4). Pak se hodnotí latence posturálních reakcí a délka reakce. Další možností je změna COM, kdy vyšetřovaný mění např. polohu horních končetin, flektuje končetiny dolní nebo předklání trup (Winter 1995). Vyhodnocuje se pak proaktivní reakce k ochraně před mimovolním pádem.

Podle Raševa (2010) se však má destabilizace vytvořit změnou polohy těžiště těla, nikoliv především zevními podněty, protože to pro naše prostředí není přirozené. Klade totiž důraz na vytvoření segmentální koordinace, která je u pacientů při velké destabilizaci chybně nahrazena aktivací polysegmentálních svalů.

Vyšetřování nemusí být zaměřené jen na testování posturálních reakcí, ale pomocí feed backu i na volní kontrolu projekce těžiště COG do opěrné báze. Toho se využívá např. u pacientů po amputacích. Součástí posturografického vyšetření pak může být i vyšetření na silovém chodníku, na kterém se hodnotí pohyb COG při různých pohybových aktivitách.

V rámci oboru posturografie mohou být tedy využívány různé přístroje, které pracují na podobném principu a mají za úkol objektivizovat schopnost posturální stabilizace vyšetřovaných osob.

MUDr. Rašev navrhl v prosinci roku 1992 labilní plošinu zvanou Posturomed, která je používána jednak jako diagnostický přístroj a zároveň jako pomůcka pro posturální terapii. Oběma pojmům se bude věnovat následující kapitola.

2.4.1 Posturální terapie

Sám Rašev (2010) definuje posturální terapii jako techniku léčby, která vede cíleně k synergisticky funkčním stabilizujícím aktivacím svalů v osovém systému páteře, v oblastech pletenců a kloubů. Léčba pak spočívá v aktivaci segmentální koordinace na plošinách s nastavitelným stupněm instability a s oscilujícími tyčemi.

V průběhu terapie by mělo dojít k naprogramování synergistických aktivací svalů a k vytvoření segmentální koordinace. Funkční stabilizace je důležitá při každé změně těžiště. Nejedná se tedy o hrubou korekci rovnovážných reakcí, ale o vypracování segmentální koordinace. Důležitým prvkem uplatnění posturální terapie na Posturomedu je kombinace předjímání pohybu (anticipace) a automatizace zpětné vazby.

2.4.2 *Posturomed*

Posturomed je definován jako neuroortopedický terapeutický přístroj s plošinou, která má nastavitelný stupeň instability stimulující posturální reakce individuálně nastavitelnými dávkami. Užívá se pro léčbu patologických posturálních reakcí, zejména pak chybnou funkční segmentální instabilitu u nosných kloubů. Může najít využití i v senzomotorickém tréninku. Terapeutická plocha je připevněna na speciálních výkyvných prvcích, které umožňují vybočování plošiny do všech stran a v různých rozsazích frekvence, přičemž plocha má tendenci k návratu do vertikály. Pro terapii na této nestabilní plošině pak byla vyvinuta metodika, kdy standardizované přenášení těžiště těla při každém kroku na místě a ve stoji na jedné noze vede ke vhodné aktivaci posturálních stabilizujících řídicích mechanismů (Rašev, 2010).

Předpokladem pro aplikaci posturální terapie je odstranění svalových dysbalancí pomocí fyzioterapeutických metod před každým cvičením (Rašev, 2010).

2.4.3 *Posturomed commander*

Posturomed Commander je nástroj pro vizualizaci, analýzu, rozpoznávání a klasifikaci posturálních dat z rehabilitačních přístrojů Posturomed a Propriomed, které byly zaznamenány v programu Microswing 5.0 firmy Haider pomocí akcelerometru. Byl vytvořen v rámci diplomové práce Ing. Meleckého na katedře kybernetiky FEL ČVUT.

Program pracuje se sedmi parametry, které mají předpokládanou vypovídající hodnotu o schopnosti posturální stabilizace probanda.

- Průměrný koeficient útlumu
- Průměrný koeficient utlumené energie Q

- Průměrné procento ustálení vůči maximálně amplitudě
- Průměrný stupeň stability
- Počet ustálení pod hranici 10 %
- Počet ustálení nad hranici 15 %
- Průměrné difference proti ideální obálce

Pro posouzení stavu posturální stabilizace je potřeba použít klasifikátor těchto hodnot, který k naměřeným hodnotám přiřazuje třídy. Na základě charakteru signálu jsou ustanoveny čtyři třídy, které vypovídají o schopnosti stabilizace probanda (Melecký, 2011; Rašev 2012).

- stabilní (celkový stupeň stability 1)
- mírně nestabilní (celkový stupeň stability 2)
- silně nestabilní (celkový stupeň stability 3)
- neznámá hodnota (hodnota 0)

Posturomed Commander z těchto tříd pak vypočítá výslednou hodnotu v intervalu 1-3 (Melecký, 2011; Rašev 2012).

Podrobný popis principu rozřazování do tříd, ke kterým program přiřazuje jednotlivé hodnoty z naměřených sedmi parametrů, je uveden v tabulce 1.

Tabulka 1 - Intervaly pro rozřazení naměřených hodnot parametrů do tříd (Kolář, M., 2011)

Parametr	Intervaly hodnot pro jednotlivé třídy		
	1	2	3
Průměrný koeficient útlumu [s^{-1}]	<1 a více)	<0,6;1)	(0;0,6)
Průměrný koeficient utlumené energie Q [-]	(0;10,52>	(10,52;16,6>	(16,6 a více)
Průměrné procento ustálení [%]	(0;13>	(13;21>	(21 a více)
Průměrný stupeň stability [-]	(0;1,55>	(1,55;1,95>	(1,95 a více)
Počet ustálení pod 10 % [-]	<10 a více)	<5;10)	(0;5)
Počet ustálení nad 15 % [-]	(0;2>	(2;6>	(6 a více)
Průměrné difference proti ideální obálce [-]	(0-44>	(44;75>	(75 a více)

Výpovědní hodnotu mají jen data naměřená na zcela nearetované plošině Posturomedu, jinak se data nedají programem Posturomed Commander vyhodnotit. Důležitou poznámkou také je, že na základě nalezených příznaků a naměřených údajů není možné klasifikovat data probandů podle jejich diagnóz (Kolář, M., 2011; Rašev, 2012), ale vypovídají obecně o schopnosti posturální stabilizace na nosných kloubech při definovaném přenášení těžiště těla. To koreluje s posturálně podmíněnou bolestí v bederní části páteře (Rašev, 2012). V následujících odstavcích budou popsány charakteristiky jednotlivých parametrů a jejich výpočty, jak je uvádí v manuálu pro Posturomed Commander Melecký (2011).

Koeficient útlumu kmitů

Průměrný koeficient útlumu kmitů se charakterizuje jako schopnost posturálního stabilizačního řízení utlumit okamžitě po zastavení simulované lokomoce stoj na jedné dolní končetině.

$$b = \frac{1}{T} \cdot \ln \frac{A_0}{0,5 \cdot (A_1 + A_2)} [s^{-1}] \quad (1) \text{ , kde}$$

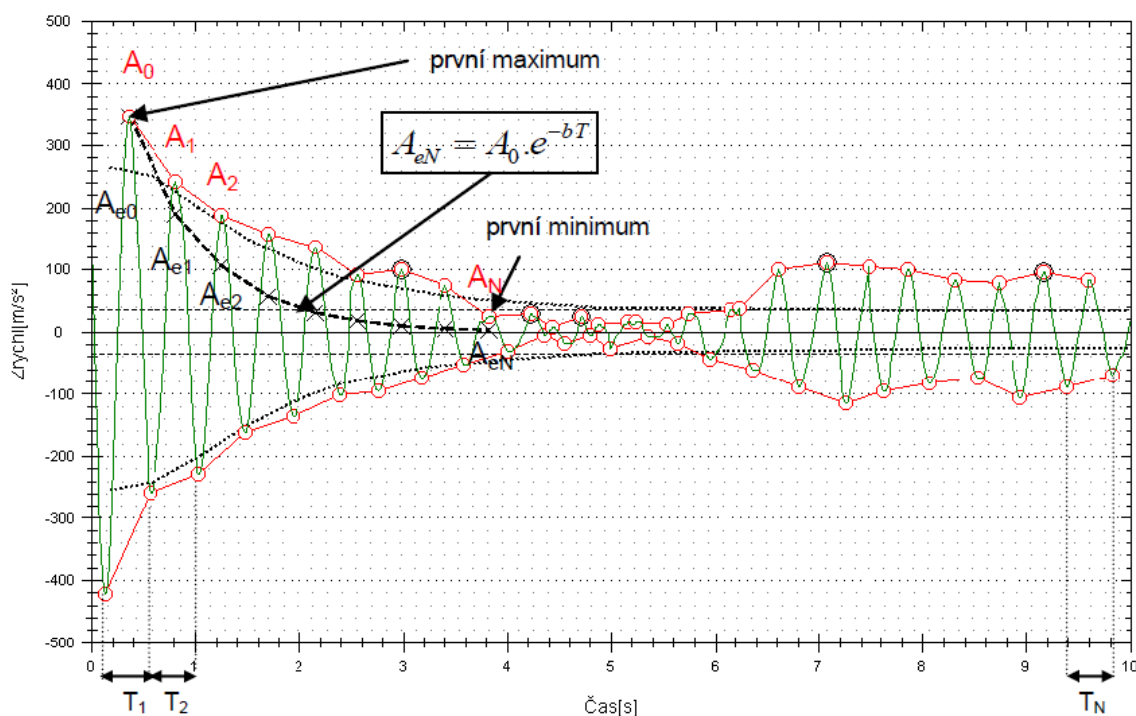
$$T \dots \text{je průměrná perioda} \quad T = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i$$

A_0 ...první maximum obálky

A_1, A_2, \dots, A_N ...amplitudy následující po maximu

N ...počet bodů horní obálky

Vypočtený parametr udává strmost exponenciály, a čím vyšších hodnot nabývá, tím se předpokládá větší schopnost posturální stabilizace (Kolář, M., 2011). Níže je uveden příklad naměřeného grafu a znázornění výpočtu koeficientu útlumu kmitů plošiny. Z konzultace s vedoucím této diplomové práce MUDr. Raševem (spoluautorem uvedených výpočtů) vyplynulo, že popisky v obrázku 2 nejsou přesné, protože je zde chybné označení „prvního minima“. Pro výpočty není podstatné první minimum, ale absolutní minimum ze všech amplitud. V uvedeném případě je tedy toto minimum o tři amplitudy dále, než je naznačeno šipkou.



Obrázek 2 - Graf a znázornění výpočtu koeficientu útlumu kmitů (Melecký, 2011)

Koeficient utlumené energie Q

Průměrný koeficient utlumené energie Q se vypočítá jako poměr energie oscilátoru k průměrné hodnotě energie ztracené během jedné periody. Hodnota Q určuje, jak rychle plošina Posturomedu ztrácí svou energii, tedy jak rychle se kmitý zcela utlumí. Čím je hodnota nižší, tím se předpokládá lepší posturální stabilizace.

$$Q = 2\pi \cdot \frac{\omega_0}{2b} [-] \quad (2), \text{ kde } \omega_0 \dots \text{frekvence netlumených kmitů}$$

Průměrná ustálení vůči maximální amplitudě v procentech

Průměrná ustálení vůči maximální amplitudě se vypočítají jako podíl hodnoty bodu ležícího na obálce, který představuje minimum, a hodnoty maximální amplitudy v procentech. Čím je hodnota nižší, tím se předpokládá lepší posturální stabilizace.

$$P = 100 \cdot \frac{A_{\min}}{A_{\max}} [\%] \quad (3)$$

Průměrný amplitudový parametr krátkodobé stabilizace

Průměrný amplitudový parametr krátkodobé stabilizace udává průměrný stupeň ustálení odvozený od hraničních mezí 10 % a 15 %. To znamená, že je to průměr z ohodnocení každého maxima nebo minima jednotlivých amplitud, hodnocený stupněm stability 1, 2 nebo 3. Čím nižší je vypočítaná hodnota, tím se předpokládá lepší schopnost posturální stabilizace.

Průměrný počet ustálení pod 10 %

Průměrný počet ustálení pod hranicí 10 % udává, kolikrát se probandovi za 10 měření (20 signálů – 10 měření na ose X a 10 měření na ose Y) podařilo dosáhnout nejvyšší hranice 10 % vůči první maximální amplitudě, přičemž maximální hodnota je 20 (v každém signálu maximálně jednou) (Melecký, 2011). Čím vyšší je hodnota tohoto parametru, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace (Kolář, M., 2011).

Průměrný počet ustálení nad 15 %

Průměrný počet ustálení nad hranicí 15 % udává, kolikrát se probandovi za 10 měření (20 signálů – 10 měření na ose X a 10 měření na ose Y) podařilo překonat hranici 15 % vůči první maximální amplitudě, přičemž maximální hodnota je 20 (v každém signálu nejvýše jednou) (Melecký 2011). Čím vyšší je hodnota tohoto parametru, tím horší se předpokládá schopnost posturální stabilizace (Kolář, M., 2011).

Průměrná difference vůči ideální obálce

Průměrná difference vůči ideální obálce udává absolutní hodnotu rozdílu naměřených hodnot amplitud obálky probanda a ideální obálky. Ta byla vypočtena na základě naměřených hodnot posturálně stabilních osob. Čím nižší je hodnota parametru, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace probanda.

$$D = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{N_{up}} \sum_{i=0}^{N_{up}} |A_{IDup_i} - A_{upi}| + \frac{1}{N_{low}} \sum_{j=0}^{N_{low}} |A_{IDlow_j} - A_{low_j}| \right) \quad (4), \text{ kde}$$

N_{up} ...počet hodnot horní obálky

N_{low} ...počet hodnot dolní obálky

A_{IDup} ...amplituda horní ideální obálky

A_{up} ...amplituda horní obálky signálu

A_{IDlow} ...amplituda dolní ideální obálky

A_{low} ...amplituda dolní obálky signálu

2.5 Taping

2.5.1 Exteroceptivní čítí

Lokální kontakt na pokožce vytváří aferentní signál. Ten pak vyvolá místní specifickou odpověď na daný podnět, která je závislá na místě kontaktu a na charakteru podnětu. Specifický lokální kontakt má vliv na funkci orgánů podle např. Headových, McKenzieových, akupunkturních nebo spoušťových zón. Plochy taktilní kontakt dráždí chloupky, z jejichž receptorů vycházejí tlustá nervová vlákna. Reakcí na toto podráždění pak podle vrátkové teorie je inhibice bolesti a snížení svalového tonu. Podle Hermachové pak jemným hlazením pokožky dochází ke snížení tonu svalů pod ní (Véle, 2006). Zlepšením podkožního napětí po pouhém hlazení dochází i ke zlepšení svalové koordinace a tím i pohybové funkce ve všech směrech (Lewit, 2003). Pokud se zvýší intenzita (tlak) a frekvence taktilního podnětu a/nebo se zmenší plocha, kterou se pokožky dotýkáme, dochází k jevu opačnému – facilitaci. V případě, že jsou kožních receptory drážděny delší dobu, dochází k habituaci, tedy snížení citlivosti na daný kontakt (Véle, 2006). I Lewit (2003) ve své knize uvádí, že citlivost kůže na taktilní podráždění není konstantní, ale adaptuje se za krátkou dobu. Dotek by tak měl být intermitentní, případně by měla být průběžně měněna jeho intenzita, aby k habituaci nedošlo.

To však neplatí vždy – pokud se dráždí určité místo na pokožce protrahovaným tlakem působícím do hloubky až na periost ve specifických spoušťových zónách (dle

Vojty), dochází tzv. sumací podráždění ke stavu zúženého vědomí. Po latenci několika desítek minut se tímto způsobem vyvolají opožděné automatické pohybové reakce. Taktilní stimulaci v kombinaci se zvýšením proprioceptivní aference danou polohou těla nebo jednotlivých jeho segmentů se vytváří specifický tok informací vstupujících do CNS. Tohoto jevu pak lze využít k ovlivnění centrálního řízení (Véle, 2006).

Lewit (2003) uvádí, že pokud považujeme aferenci z hlediska řízení za základní, je exteroceptivní stimulace jediná, která tuto zásadu bere zcela za své.

Princip facilitačních metod je ten, že pacient se musí naučit utlumený sval vnímat a uvědomit si ho – pacient se tedy po určitou dobu učí ovládat inhibovaný sval vědomě, dokud se mu opět neautomatizuje jeho správná funkce. K facilitaci tonických svalů přispívá flekční držení, k facilitaci fázických svalů naopak napřimené držení těla s končetinami v lehké abdukci a zevní rotaci. Před samotnou facilitací je však potřeba odstranit diagnostikované svalové spoušťové body (Lewit, 2003).

2.5.2 Funkční taping

Jako jedna z metod pro facilitaci m. vastus medialis byl doporučen vedoucím této práce MUDr. Raševem tzv. funkční taping. S touto tapovací technikou pracuje ve svém konceptu Brügger i Lewitová. Spočívá v aplikaci rigidních (nepružných) tapů na kůži nad sval, který je třeba ovlivnit. Před nalepením tapu se kůže zřasí a zůstane tak i po aplikaci. Jednotlivé pásy se vzájemně překrývají a směřují lateroproximálně, aby došlo k co největšímu facilitačnímu efektu na kůži a exteroceptory v ní. Tuto techniku MUDr. Rašev používá ve své praxi téměř dvacet let a považuje ji za užitečnou pomocnou metodu k aktivaci oslabených svalů (Rašev, 2012).

2.5.3 Kinesiotaping

Metodu kinesiotapingu vyvinul v sedmdesátých letech 20. století japonský chiropraktik dr. Kenzo Kase jako pomocnou metodu při hojení poraněných tkání, která by však na rozdíl od rigidních tapů neomezovala pohyb fascií, průtok krve, lymfy a rozsah pohybu. Kinesiotaping používá z jedné strany přilnavé pružné pásy, které byly vyvinuty tak, aby svou elasticností byly blízké lidské kůži. Nejsou však pružné všemi směry, jen podélně (Válka, 2012).

Specifickou a správnou aplikací kinesio tapu na oblast, která má být ovlivněna, dojde k aktivaci reflexní odpovědi organismu s cílem odstranit patologické změny palpačně nalezené ve svaích předchozím vyšetřením. Podle autora metodiky kinesio tapy nejen ovlivňují svalový tonus, ale i lymfatický a krevní oběh. Aplikací kinesio tapu se předpokládá stimulace kožních receptorů, jejich prostřednictvím CNS a díky elastickým vlastnostem tapu se dosahuje následného terapeutického efektu:

- dekomprese intersticiálních prostor zvrásněním a elevací kůže
- předchozím efektem by mělo dojít ke snížení městnání v krevním a lymfatickém řečišti svalu uloženého pod ovlivňovaným úsekem kůže
- zmírnění otoku v dané oblasti
- neuroreflexní modulace prostřednictvím volných nervových zakončení, Meissnerových, Vater-Paciniho a Ruffiniho tělísek a Merkelových disků
- regulace svalového tonu
- korekce kloubní funkce a tím stimulace proprioceptorů
- aktivace endogenního analgetického systému
- díky předchozím uvedeným efektům celkové zlepšení kinestezie.

Podle autorů knihy shrnutím výše uvedených efektů aplikace kinesio tapu vychází jeho terapeutické využití z obecně platných principů kinesiologie a neurofyzologie a umožňuje aktivaci reparačních schopností těla při zachování přirozeného pohybu (Válka, 2012).

Ovšem řada odborníků z oborů kinesiologie a neurofyzologie popírá účinnost aplikace tapu z důvodu relativně rychlé přizpůsobivosti taktilního cití na vnější podněty, pokud k těmto podnětům nedochází opakovaně, jak je uvedeno v kapitole o exteroceptivním cití. Jako příklad dávají to, že si v průběhu dne neuvědomujeme to, že máme na ruce hodinky nebo prstýnky, že máme na sobě oblečení. Na to však zastánci účinnosti kinesiotapingu argumentují tím, že v čase dochází k adaptaci taktilních receptorů na tlak, avšak dlouhodoběji dokážou vnímat tah, který tape vyvíjí na pokožku a který se obnovuje každým pohybem, každou kontrakcí ovlivňovaného svalu.

Při ovlivňování tonu svalu je třeba působit specifickou nalepovací technikou na pokožku, pod kterou je sval uložen. Pro inhibici svalu se volí napětí tapu 15 - 25 % jeho maximálního napětí a aplikace tapu je od úponu k začátku svalu. Pro facilitaci se pak volí napětí 25 - 50 % a směr nalepení je od začátku svalu k jeho úponu. Terapeutický směr působení kinesio tapu je opačný ke směru nalepení (Kobrová, 2011).

Ačkoliv z mého pohledu je vysvětlení neurofyzilogického působení kinesio tapu ve smyslu facilitace nedostatečné, není cílem této práce studovat mechanismus jeho působení, ale ověřit, zda má jeho aplikace signifikantně měřitelný vliv na posturální stabilizaci.

3 CÍLE PRÁCE

Cílem této práce je objektivizovat, do jaké míry je pacient s plastikou předního zkříženého vazů po absolvování série rehabilitací schopen posturální stabilizace při porovnávání stoje na operované nebo intaktní dolní končetině dle vymezených tříd, jak je uvedeno v kapitole 2.4.3. Dalším cílem je zjistit, jaký vliv má na jeho posturální stabilizaci taping při měření stabilizace metodou „3 kroky – stoj na jedné noze“ na Posturomedu.

Měření nebyla prováděna na kontrolní skupině. Byly k tomu dva hlavní důvody.

Rozdíl ve stabilizaci obou dolních končetin po ruptuře LCA je u pacienta po rekonstrukci vazů oproti kontrolní skupině "zdravých" jedinců dle literatury vždy patrný, jak je uvedeno v teoretické části. Tento rozdíl je pak zvláště patrný v případě, že se jedná o pacienty relativně krátce po operaci. U pacientů v této práci tomu tak bylo, měření proběhla osm týdnů po zákroku. Proto je tento deficit předem očekáván.

Cílem výzkumu byla objektivizace existence a míry vlivu tapingu na stabilizaci kolenních kloubů pacientů po ruptuře LCA (a jeho následné rekonstrukci) dvěma různými tapingovými technikami, nikoli porovnání stabilizace kolenních kloubů operovaných pacientů proti stabilizaci u zdravých jedinců.

Dále je nutné uvést, že program Posturomed Commander, v němž byla naměřená data zpracována, je porovnává s údaji etalonu, který je jeho součástí. Údaje v etalonu jsou data skupiny zdravých jedinců, z nichž autor programu tvořil základní klasifikace do tříd a vymezil jejich intervaly. Při analýze dat byly tedy naměřené hodnoty přímo porovnávány s těmito údaji, které v podstatě kontrolní skupinu simulují.

3.1 Úkoly práce

1. Vymezení problematiky tématu
2. Rešerše literárních zdrojů a posouzení jejich relevantnosti
3. Stanovení metodiky práce
4. Výběr probandů a získání jejich souhlasu
5. Provedení měření
6. Analýza a vyhodnocení získaných dat
7. Sepsání zjištěných poznatků

3.2 Výzkumné otázky

1. Je posturální stabilizace ve stoji na jedné dolní končetině srovnatelná u obou dolních končetin pacientů s plastikou předního zkříženého vazů po absolvování série rehabilitací?
2. Má aplikace kinesio tapu vliv (efekt) na posturální stabilizaci těchto pacientů?
3. Je rozdíl v posturální stabilizaci při stoji na operované nebo nepoškozené dolní končetině po aplikaci kinesio tapu?
4. Má aplikace rigidního tapu metodou funkčního tapingu vliv (efekt) na posturální stabilizaci sledovaných pacientů?
5. Je rozdíl v posturální stabilizaci sledovaných pacientů při stoji na operované nebo nepoškozené dolní končetině po aplikaci funkčního tapu?
6. Je rozdíl v efektu kinesiotapingu nebo funkčního tapingu na posturální stabilizaci při stoji na operované nebo nepoškozené dolní končetině?

4 VÝZKUMNÉ METODY A POSTUP MĚŘENÍ

4.1 Metodologický princip

Tato práce byla vyhotovena formou analyticko-komparativní studie. Předmětem zkoumání byl vliv tapingu na stabilizaci kolenního kloubu po plastice předního zkříženého vazy u probandů, kteří měli ukončenou sérii patnácti rehabilitací, jejichž součástí byla posturální terapie. Probandi byli podrobeni třem sériím měření na Posturomedu pomocí testu „3 kroky - stoj na jedné noze“. Každá série měření probíhala s odstupem půl hodiny. Jako první byla měřena posturální stabilizace bez aplikace tapu, podruhé s aplikací kinesio tapu a potřetí s aplikací funkčního tapu. Naměřené výsledky pak byly porovnány mezi jednotlivými končetinami probandů v každé sérii zvlášť (operovaná versus nepoškozená) a také byly porovnány výsledky sérií mezi sebou.

4.2 Charakteristika výzkumného souboru

Studie se zúčastnilo devět pacientů Centra léčby pohybového aparátu, s. r.o. (dále jen CLPA), kteří splňovali všechna potřebná vstupní kritéria (jsou uvedena níže). Do studie tak bylo zahrnuto šest mužů a tři ženy, průměrný věk skupiny byl 30 let, průměrná výška 179 cm, průměrná váha 78 kg a průměrný BMI 24,12. Čtyři probandi byli po plastice levého a pět probandů po plastice pravého předního zkříženého vazy. Všichni se účastnili studie a poskytli naměřená data dobrovolně (viz příloha č.2 o Souhlasu). Vyšetřovací manévr – test „3 kroky - stoj na jedné noze“ byl součástí rehabilitace, všichni probandi tak s ním už měli zkušenost.

4.2.1 Kritéria pro účast na studii

Kritéria pro spolupráci ve studii byla poměrně striktní, z toho důvodu do ní bylo zahrnuto pouze devět probandů, kteří splňovali všech třináct požadavků:

- první úraz na dolních končetinách
- absence jakéhokoliv neurologického, interního či akutního onemocnění
- absence jakékoliv poruchy rovnováhy
- absence úrazu páteře
- absence hrubé odchylky v konfiguraci segmentů těla

- provedení operace do půl roku od úrazu
- absolvování série patnácti rehabilitací v CLPA
- autogenní štěp z ligamentum patellae
- žádné pooperační komplikace
- absolvování pooperační rehabilitace (začátek první pooperační den)
- zahájení série patnácti rehabilitací do dvou týdnů od operace
- ukončení série patnácti rehabilitací do osmi týdnů od operace (šesti týdnů od počátku série)
- plný rozsah pohybu v operovaném kolenním kloubu.

4.3 Použité techniky

Všichni probandi absolvovali sérii patnácti rehabilitací, se kterou začínali nejdéle dva týdny po operaci. Prvních pět terapií bylo půlhodinových, kdy byli probandi instruováni k péči o jizvu a přilehlé měkké tkáně, posilovali svaly dolních končetin bez zátěže v uzavřených i otevřených kinematických řetězcích, absolvovali základy senzomotorické stimulace (malá noha, korigovaný stoj, nášlapy) a součástí byl i nácvik modifikované chůze po rovině a obnovení správného stereotypu chůze. Probandi také dostali instrukce k protahování hemstringů, m. quadriceps femoris a m. triceps surae. Všechna cvičení měli probandi zadána jako autoterapii na doma.

Dalších deset terapií bylo hodinových. Na začátku každé z nich se nejprve terapeut snažil odstranit svalové dysbalance. Poté probandi absolvovali jízdu na rotopedu, modifikace chůze na běžeckém pásu, cvičení na stepperu, posilování svalů dolních končetin v uzavřených i otevřených kinematických řetězcích se zátěží, senzomotorickou stimulaci a posturální terapii na Posturomedu.

Součástí všech patnácti terapií byla půlhodinová magnetoterapie. Od šesté terapie (a plného povrchového zhojení jizvy) pak byla aplikována i vodoléčba – třicet minut ve whirlpoolu.

Na začátku i na konci série rehabilitací byl proveden kineziologický rozbor.

4.4 Technické vybavení

Pro měření byl použit Posturomed se zábradlím. Na něj byl připevněn mikroelektromechanický akcelerometr typu A. Umístění akcelerometru bylo na spodní straně plošiny Posturomedu přímo vprostřed tak, aby se výchylky v laterolaterálním směru zaznamenávaly na osu X a výchylky v anterioposterním směru na osu Y. Akcelerometr byl přes Messbox 120 připojen k počítači pomocí USB. Naměřená data pak byla zpracována v programu Microswing 5.0 v modu „Stand-Schritt-Messung“. Všechny komponenty i program byly od německé firmy Haider Bioswing.

Následné zpracování dat a výsledků měření bylo provedeno v programu Posturomed Commander, který vyvinul na ČVUT Ing. Melecký ve spolupráci s MUDr. Raševem a dalšími kolegy.

4.5 Provedení testování

Všechna měření proběhla v prostorách CLPA po dokončení série rehabilitací. Pro dané účely byl zvolen test „3 kroky – stoj na jedné noze“, který MUDr. Rašev používá nejen pro objektivizaci posturální stabilizace, ale jeho princip i v rámci posturální terapie. Před měřením byl test předveden, podrobně vysvětlen a vyzkoušen na zemi každým z probandů.

Tento test je testem diagnostickým. Je určen pro provedení na plošině Posturomedu. Probandi se snaží ustálit rozkmitanou plošinu Posturomedu poté, co na ní provedou tři kroky během tří vteřin, tedy každou vteřinu jeden krok (součástí programu v průběhu měření je zvukové znamení, aby byly podmínky pro všechny stejné). Stoj na jedné dolní končetině trvá osm vteřin.

Pozice při stoji je taková, že před začátkem kráčení jsou chodidla od sebe vzdálena na poloviční délku jednoho z nich, držení těla je napřímené, pohled vpřed, horizontální osy ramen a pánve by po celou dobu měly být rovnoběžné. Při kráčení na místě je třeba už od první chvíle nadzdvihovat špičku chodidla nezátížené nohy, dokud noha nedosáhne konečné pozice v prostoru, tedy 10 - 15 cm nad plošinou. Hlezenní kloub elevované dolní končetiny by měl být v tuto chvíli v dorsální flexi, bérce kolmo k zemi a dodrženo osové postavení všech segmentů této končetiny. Končetina by měla být před tělem, pata v úrovni kolenního kloubu. Stojná noha je plně extendovaná. Při pohybu chodidlem zpět se plošiny dotýká nejprve špička chodidla. V případě přílišného

rozkmitání plošiny a hrozby pádu měli probandi dovoleno opřít se na nejvýše jednu vteřinu o zábradlí Posturomedu, aniž by byl test přerušen. V případě pádu, opakovaného opírání nebo opření delšího než jednu vteřinu byl test opakován.

V průběhu testu jsem probandy v případě odchylek od výše popsaného držení těla slovně korigovala a při zahájení kráčení vždy třikrát zmáčkla tlačítko pro spuštění zaznamenávání testu, tedy při každém kroku probanda.

Probandi prováděli test ve třech sériích, přičemž každá ze sérií obsahovala deset měření, na každou končetinu tedy pět. Probandi začínali stojem na operované dolní končetině. Měření probíhalo na plně odaretované plošině Posturomedu z důvodu, který byl popsán v kapitole 2.4.3.

Po úvodní první sérii měl každý proband půl hodiny pauzu na odpočinek, během které mu byl nalepen kinesio tape. Ten byl aplikován nad vypalovaný m. vastus medialis obou dolních končetin, který byl vybrán jako vhodný testovací sval na základě poznatků z literatury, které jsou uvedeny v kapitolách v teoretické části. Tape byl natažen na přibližně 25 % z maximálního napětí. Odhadnutí správného napětí je z výzkumného hlediska poměrně problematickou záležitostí, nicméně zdroje zabývající se tapingem mají pro facilitační účinek nalepení rozmezí napětí 15 – 50 %. I při hrubém odhadu není až tak obtížné se do tohoto intervalu vejít, zvláště když tomuto testování předchází přibližně dva roky praxe aplikace tapů. Po skončení testu byl tape šetrně odstraněn.

Po druhé sérii měření byl opět probandům ponechán třicetiminutový relaxační prostor, během kterého byl nad m. vastus medialis obou dolních končetin aplikován rigidní tape metodou funkčního tapingu. Sval byl opět pečlivě palpačně nalezen a tape byl aplikován v celé jeho délce. Poté proband provedl poslední ze tří sérií měření a po jejím skončení byl tape šetrně odstraněn.

4.6 Zpracování a analýza dat

Výkyvy plošiny během měření byly zaznamenány v programu Microswing 5.0 v módu Stand-Schritt-Messung. Získaná 2D akcelerometrická data byla poté analyzována v programu Posturomed Commander for Windows. Na plošině Posturomedu bylo provedeno 10 měření na ose X a 10 měření na ose Y, jeden soubor tedy obsahuje 20 signálů a 7 vypočítaných hodnot, jednu pro každý parametr.

Dané signály pak byly zpracovány v programu Microsoft Office Excel, na základě shromážděných údajů byly vytvořeny krabicové grafy v programu Statistica 9 a posléze individuální grafy opět v programu Excel, v němž byly vytvořeny a vypočítány i všechny tabulky.

5 VÝSLEDKY

5.1 Zpracování výsledků

Naměřené výsledky byly nejprve analyzovány v programu Posturomed Commander a rozděleny do tříd a jejich intervalů na základě porovnání s hodnotami kontrolní skupiny, na kterých byl program vytvořen. Rozsahy intervalů jsou uvedeny v kapitole 2.4.3. Rozdělení do tříd je jakousi klasifikací, kdy 1 je nejlepší výsledek (výborná posturální stabilizace) a 3 je nejhorší (silně nestabilní jedinci).

Rozdělení do tříd: 1,0 – 1,4...stabilní; 1,5 - 2,4...mírně nestabilní; 2,5 – 3,0...silně nestabilní

Tabulka 2 - Klasifikace výsledků do tříd – Operovaná DK bez tape

Proband	Param1	Param2	Param3	Param4	Param5	Param6	Param7	Celkem
1	1	1	2	3	3	3	2	2,1
2	1	1	2	3	3	3	2	2,1
3	1	1	2	3	3	3	2	2,1
4	2	1	3	3	3	3	2	2,4
5	2	3	3	3	3	3	2	2,7
6	2	1	2	3	3	3	2	2,3
7	2	1	3	3	3	3	2	2,4
8	2	2	2	3	3	3	2	2,4
9	2	1	3	3	3	3	2	2,4

Tabulka 3 - Klasifikace výsledků do tříd – Operovaná DK s kinesio tapem

Proband	Param1	Param2	Param3	Param4	Param5	Param6	Param7	Celkem
1	1	1	2	2	2	2	2	1,7
2	1	1	3	3	3	3	2	2,3
3	3	2	3	3	3	3	2	2,7
4	3	2	3	3	3	3	2	2,7
5	2	2	2	3	3	3	2	2,4
6	2	1	2	3	3	2	2	2,1
7	2	1	3	3	3	3	2	2,4
8	2	2	3	3	3	3	3	2,7
9	2	1	3	3	3	3	2	2,4

Tabulka 4 - Klasifikace výsledků do tříd – Operovaná DK s rigidním tapem

Proband	Param1	Param2	Param3	Param4	Param5	Param6	Param7	Celkem
1	2	2	2	3	3	3	2	2,4
2	1	1	3	3	3	3	2	2,3
3	2	2	2	3	3	3	2	2,4
4	3	2	3	3	3	3	2	2,7
5	1	1	3	3	3	3	2	2,3
6	2	2	2	3	3	3	2	2,4
7	1	1	3	3	3	3	2	2,3
8	2	1	2	3	2	3	2	2,1
9	2	1	3	3	3	3	2	2,4

Tabulka 5 - Klasifikace výsledků do tříd – Nepoškozená DK bez tape

Proband	Param1	Param2	Param3	Param4	Param5	Param6	Param7	Celkem
1	2	1	3	3	3	3	2	2,4
2	1	1	2	3	3	3	2	2,1
3	1	1	3	3	2	3	3	2,3
4	2	1	2	3	3	3	2	2,3
5	2	2	2	2	1	2	2	1,9
6	2	3	3	3	3	3	2	2,7
7	3	1	3	3	3	3	2	2,6
8	1	1	3	3	3	3	2	2,3
9	2	1	3	3	3	3	2	2,4

Tabulka 6 - Klasifikace výsledků do tříd – Nepoškozená DK s kinesio tapem

Proband	Param1	Param2	Param3	Param4	Param5	Param6	Param7	Celkem
1	2	1	3	3	3	3	2	2,4
2	1	1	2	3	3	3	2	2,1
3	2	1	2	3	3	3	3	2,4
4	2	2	3	3	3	3	2	2,6
5	2	3	3	3	2	3	2	2,6
6	3	3	2	3	3	1	2	2,4
7	3	1	3	3	3	3	2	2,6
8	3	1	3	3	3	3	2	2,6
9	3	1	3	3	3	3	2	2,6

Tabulka 7 - Klasifikace výsledků do tříd – Nepoškozená DK s rigidním tapem

Proband	Param1	Param2	Param3	Param4	Param5	Param6	Param7	Celkem
1	2	1	3	3	3	3	2	2,4
2	1	1	3	3	3	3	2	2,3
3	2	1	3	3	3	3	3	2,6
4	2	2	3	3	3	3	2	2,6
5	2	1	2	3	3	3	2	2,3
6	1	1	3	3	3	3	2	2,3
7	2	1	3	3	3	3	2	2,4
8	2	1	3	3	3	3	3	2,6
9	2	1	3	3	3	3	2	2,4

Z těchto výsledkových tabulek vyplývá, že pokud jde o posouzení operované a nepoškozené DK, tak došlo u operované DK při chronologickém porovnávání (tzn. bez tape (BT) : kinesio tape (KT), bez tape : rigidní tape (RT), kinesio tape : rigidní tape) celkem k deseti zlepšením posturální stabilizace, zatímco u nepoškozené končetiny jen k sedmi.

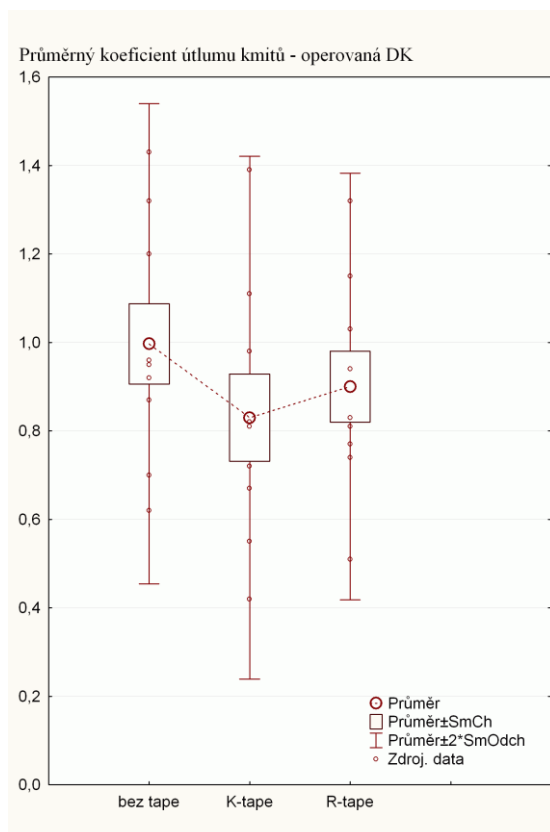
U operované DK pak došlo k jedenácti zhoršením, u nepoškozené ke dvanácti.

U operované končetiny bylo šest výsledků shodných s předešlým měřením, u nepoškozené pak osm.

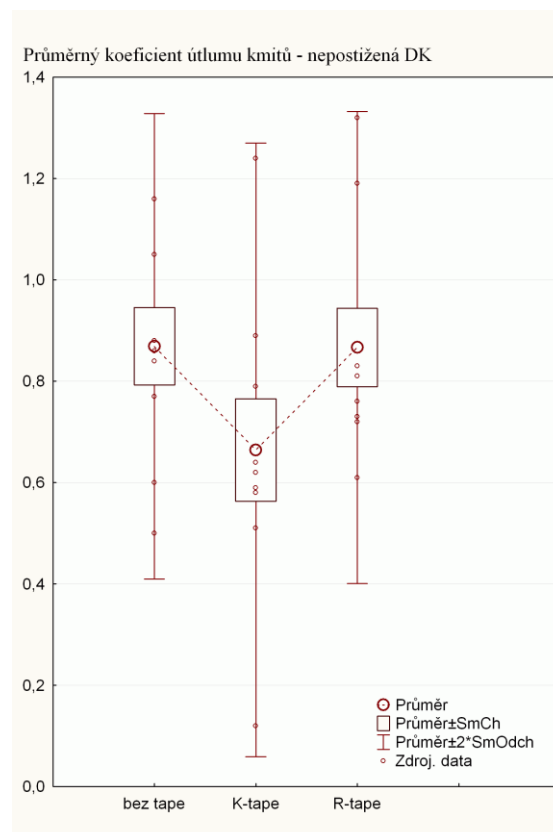
Detailněji pak při porovnávání klasifikace výsledků probandů *bez tapování versus aplikace kinesio tapu* došlo u operovaných končetin ke třem zlepšením, čtyřem zhoršením a u dvou byl výsledek stejný (3:4:2). U nepoškozených končetin pak došlo v tomto případě k pouhému jednomu zlepšení, pěti zhoršením a tři výsledky byly stejné (1:5:3). Při porovnávání klasifikačních výsledků z tabulek *bez tape versus rigidní tape* došlo u operované DK ke třem zlepšením, pěti zhoršením a jeden výsledek byl stejný (3:5:1). U nepoškozené DK byla dle výsledků dvě zlepšení, pět zhoršení a dva výsledky stejné (2:5:2). V posledním případě, tedy porovnávání klasifikace probandů *kinesio tape versus rigidní tape*, byly výsledky u operovaných i nepoškozených končetin lepší ve čtyřech případech, horší ve dvou a stejné ve třech (4:2:3).

Důležité je poznamenat, že u operovaných končetin byla reakce na tapování, ať už se jednalo o kinesio nebo rigidní tape, ve většině případů podobná – buď se oba výsledky oproti nezatapovanému stavu zlepšily, zhoršily nebo byly srovnatelné. Podobně to bylo možné vysledovat i u končetin nepoškozených. Dá se tedy z analyzovaných hodnot vysledovat, že pokud byla tapem vyvolána nějaká reakce u jedné dolní končetiny, pak k obdobné reakci došlo i u končetiny druhé.

Za účelem sledování těchto reakčních tendencí jsem vytvořila grafy, které zahrnují údaje všech probandů seřazené podle jednotlivých parametrů. V každém z níže uvedených grafů je tak možné vidět průměry naměřených hodnot každého z probandů ve třech podmínkách: bez tapu, s kinesio tapem a s rigidním tapem. Tendence ke zhoršení či zlepšení jsou naznačeny spojnicemi celkových průměrů hodnot od všech devíti probandů. Parametry jsou řazeny za sebou podle tabulky 1 v kapitole 2.4.3. Jako první je vždy uveden graf operované dolní končetiny, následován je grafem končetiny nepoškozené. Legenda je součástí každého grafu.

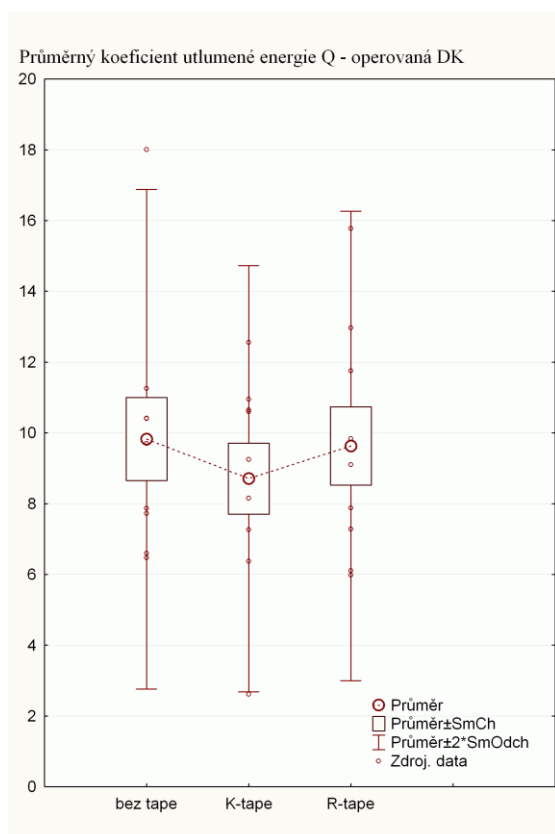


Obrázek 3 – Průměrný koeficient útlumu kmitů – operovaná DK

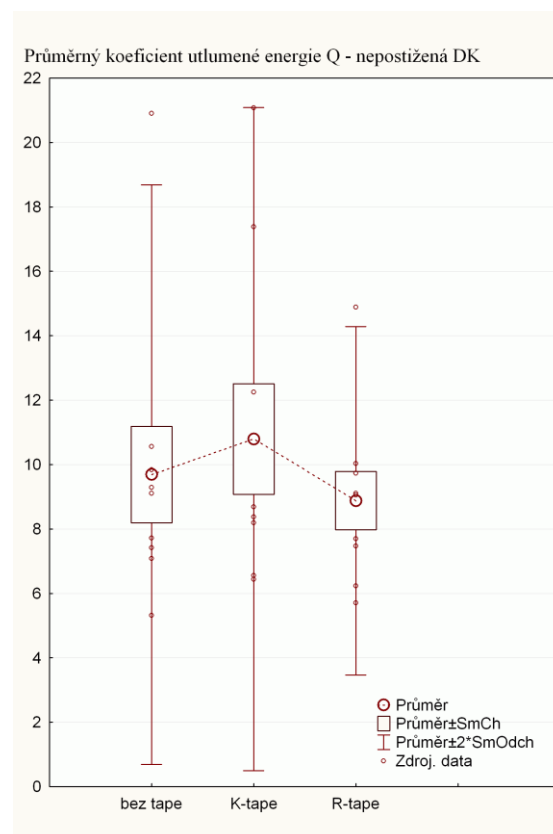


Obrázek 4 – Průměrný koeficient útlumu kmitů – nepoškozená DK

Z obou grafů je patrná obdobná tendence reakce pacientů na aplikaci tapů. V tomto případě je hodnocení parametru takové, že čím je hodnota vyšší, tím se předpokládá lepší posturální stabilizace probandů. Celkové průměry koeficientu útlumu kmitů z analyzovaných průměrných hodnot jednotlivých probandů vycházejí tedy lépe pro operovanou dolní končetinu. U obou dolních končetin se většina průměrných hodnot probandů nevešla ani do směrodatné chyby, všechny se však vešly do dvojnásobné hodnoty směrodatné odchylky. Žádné extrémní hodnoty nebyly naměřeny.



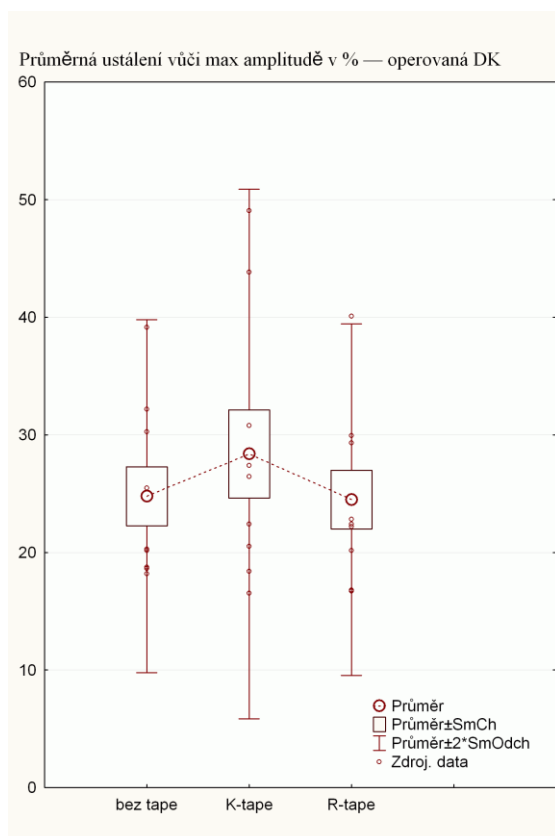
Obrázek 5 – Průměrný koeficient utlumené energie Q – operovaná DK



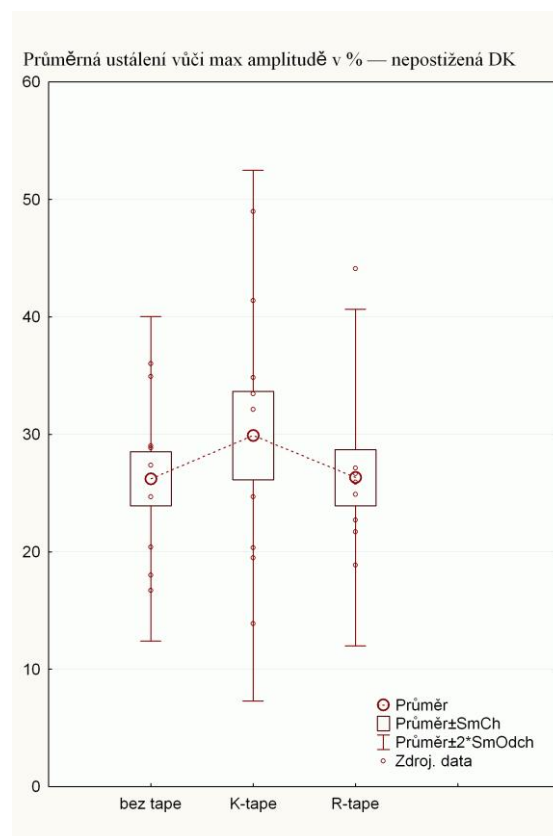
Obrázek 6 – Průměrný koeficient utlumené energie Q – nepoškozená DK

V případě těchto grafů není průkazná souvislost mezi tendencemi operované a nepoškozené DK. Za zlepšení se při tomto testu považují hodnoty, které jsou blíže k nule. Graf pro operovanou DK tak vykazuje lepší stabilizační schopnost probanda po aplikaci kinesio tapu, zatímco u nepoškozené DK je tomu přesně naopak. Z grafu lze také předpokládat, že v případě tohoto parametru nemá rigidní tape na posturální stabilizaci jednotlivých probandů výrazný vliv.

Rozsah naměřených hodnot je velký. Na obou grafech jsou znatelné dvě extrémní hodnoty, které však nejsou chybou měření. V rámci směrodatných odchylek je jen malé množství naměřených hodnot. Zvláště v případě nepoškozené DK jsou mezní hodnoty směrodatných odchylek vzájemně velmi vzdáleny. Celkové průměry získaných koeficientů utlumené energie Q jsou však v obou grafech srovnatelně rozmístěné kolem hodnoty 10, což odpovídá intervalu první kategorie na základě tabulky z kapitoly 2.4.3.

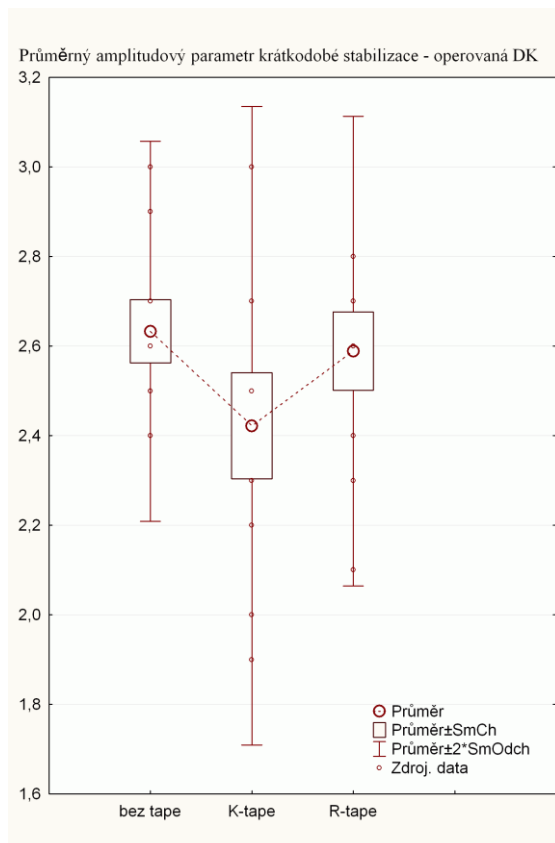


Obrázek 7 – Průměrná ustálení vůči max. amplitudě – operovaná DK

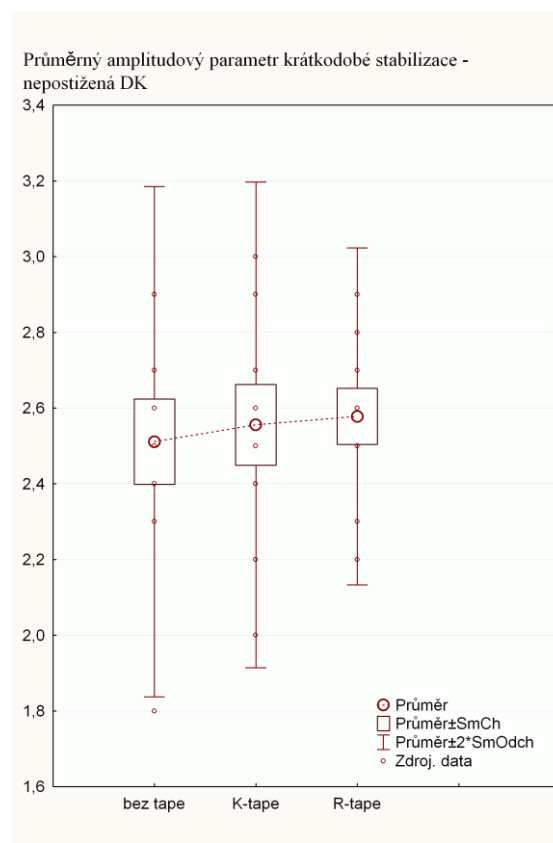


Obrázek 8 – Průměrná ustálení vůči max. amplitudě – nepoškozená DK

Oba grafy znázorňující průměrná ustálení vůči maximální amplitudě jsou v tomto případě velice podobné. To je dané nejen efektivností aplikace tapů na ustálení plošiny Posturomedu, ale i naměřenými hodnotami. Čím nižší je hodnota tohoto parametru, tím se opět předpokládá lepší schopnost posturální stabilizace probanda. Z řečeného tedy vyplývá, že kinesio tape u operované i nepoškozené DK nabývá vyšších hodnot, zatímco DKK bez tapu a s rigidním tapem jsou na srovnatelné úrovni. Celkové průměry užitého parametru spadají bez výjimky do kategorie 3 v tabulce klasifikace hodnot (tabulka 1). V každém z případů rigidního tapu u obou DKK je patrná jedna extrémní hodnota, která není chybou měření, ale reálnou naměřenou hodnotou. Rozsah směrodatných odchylek je velký, proto v rámci směrodatných chyb je zahrnuta jen minoritní část naměřených hodnot.



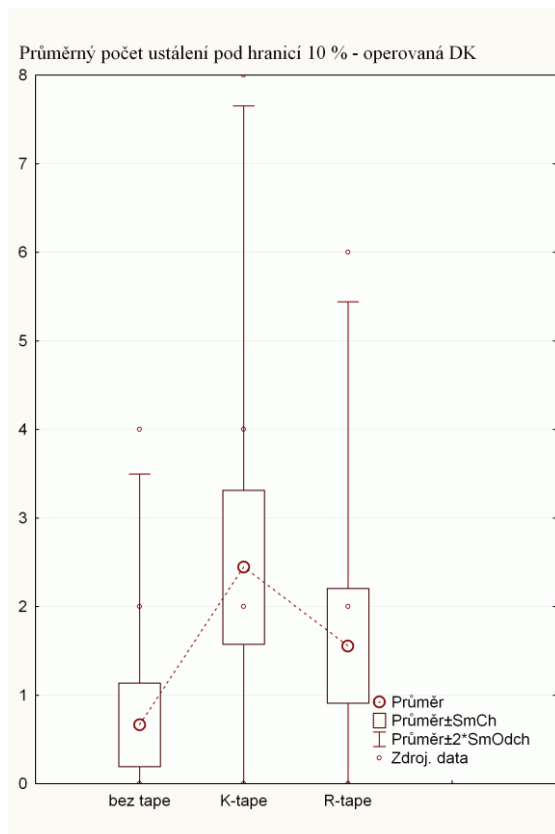
Obrázek 9 – Průměrný amplitudový parametr krátkodobé stabilizace – operovaná DK



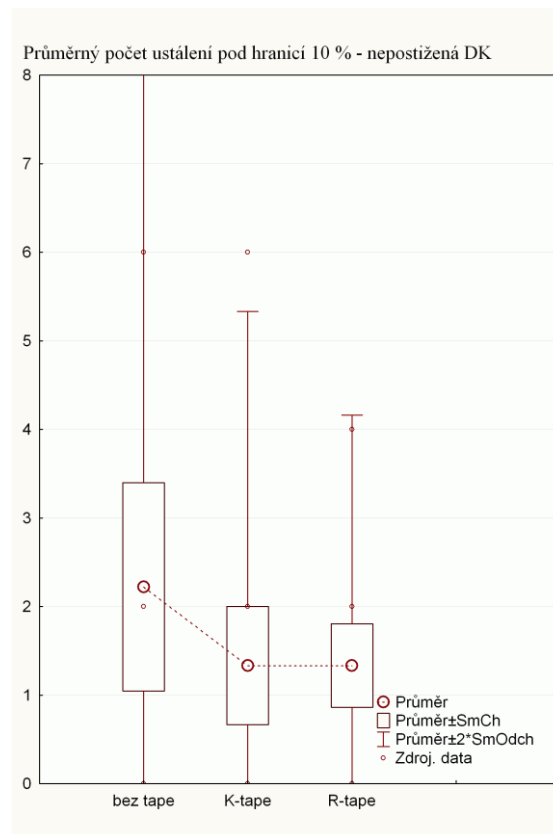
Obrázek 10 – Průměrný amplitudový parametr krátkodobé stabilizace – nepoškozená DK

Oba grafy znázorňují průměrný amplitudový parametr krátkodobé stabilizace, který vychází ze zprůměrování třech stupňů klasifikace (tabulka 1). Proto může být nejvyšší dosažená hodnota 3 a nejnižší 1.

Ačkoli se může zdát, že tendence obou grafů jsou různé, hodnoty celkových průměrů parametrů u všech měření obou DKK jsou dost podobné, protože u grafů se nepatrně liší měřítko. Opět platí, že nižší hodnoty poukazují na schopnost lepší posturální stabilizace probanda. Čili výsledné průměrné hodnoty jsou u operované DK nejnižší po aplikaci kinesio tapu. U nepoškozené DK jsou ale všechny celkové průměry srovnatelné s tímto nejlepším výsledkem z obrázku 9. Nejlepšího výsledku dosáhl proband s průměrem svých měření 1,8, kterážto hodnota je však zaznamenána jako extrémní. Celkové průměry se u obou končetin pohybují kolem hodnot 2,5-2,6; jsou tedy klasifikovány stupněm 3.

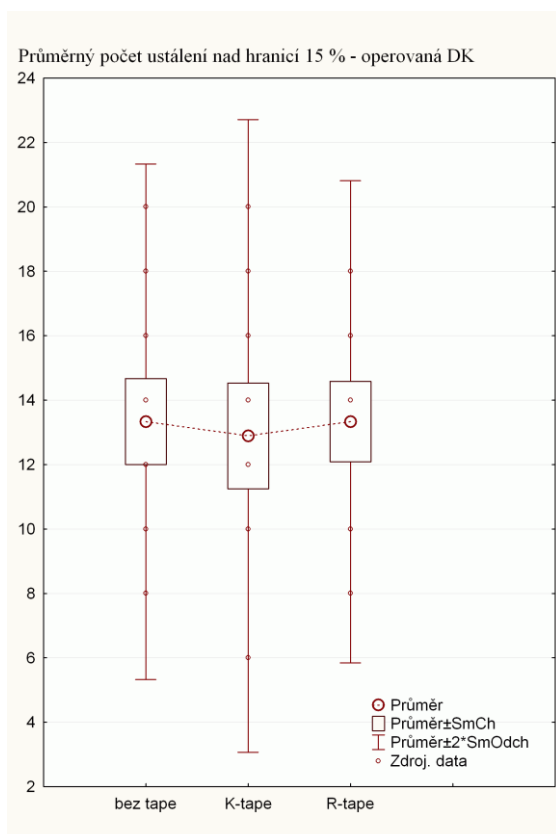


Obrázek 11 – Průměrný počet ustálení pod hranici 10 % – operovaná DK

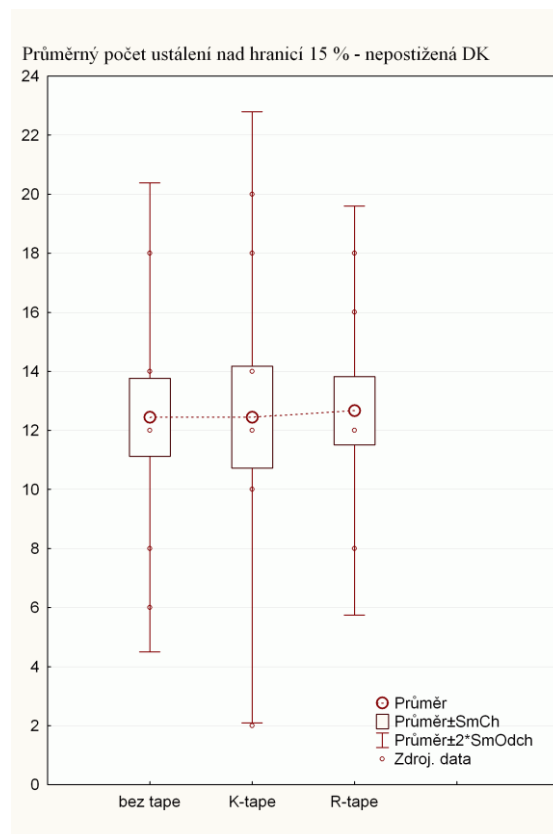


Obrázek 12 – Průměrný počet ustálení pod hranici 10 % – nepoškozená DK

Grafy tohoto parametru nemají velkou výpovědní hodnotu, protože většina probandů při měření dosáhla nulového počtu ustálení pod 10 %. Celkové průměry jsou tedy vypočteny jen z malého vzorku. Čtyři hodnoty jsou zaznamenány jako extrémní, což není chybou měření. Čím většího počtu ustálení proband dosáhne, tím se jeho schopnost posturální stabilizace považuje za lepší. Užitečnost tohoto parametru bude ještě diskutována dále v textu na příslušném místě.

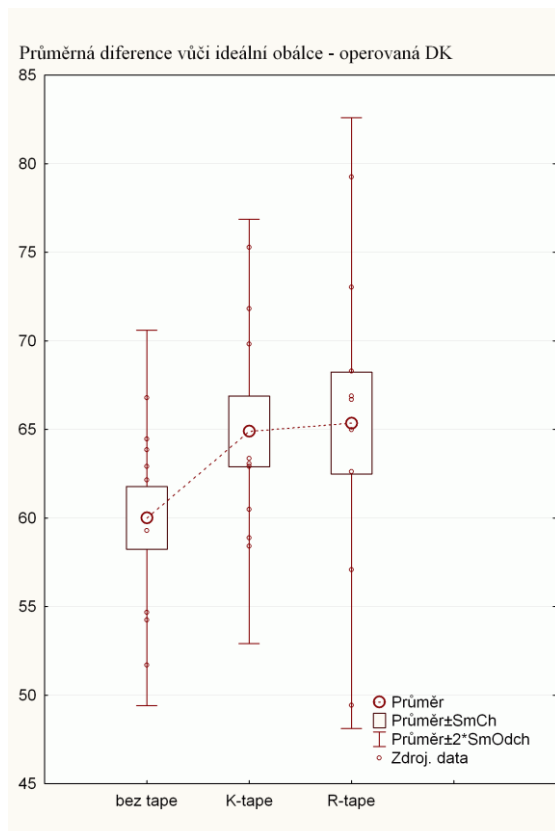


Obrázek 13 – Průměrný počet ustálení nad hranici 15 % – operovaná DK

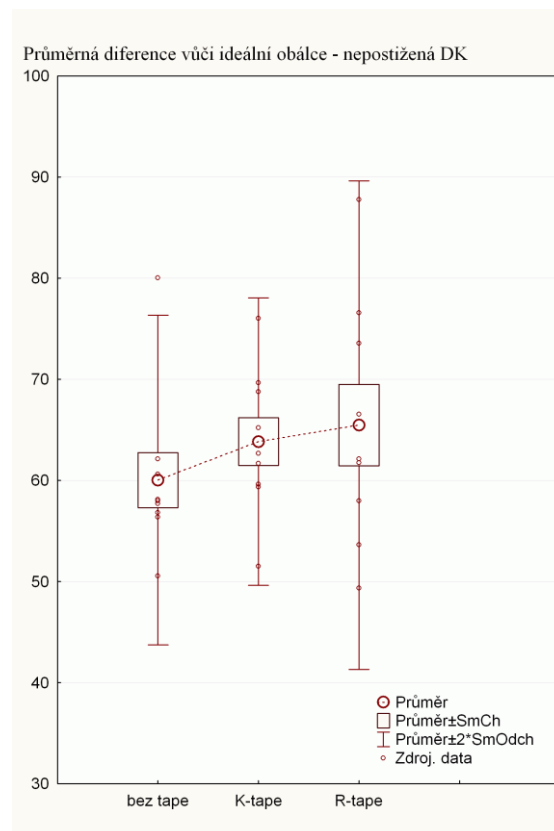


Obrázek 14 – Průměrný počet ustálení nad hranici 15 % – nepoškozená DK

Výsledky blíží se nulové hodnotě jsou považovány u tohoto parametru za nejlepší. V tomto případě jsou grafy sestaveny z průměrných hodnot ustálení nad 15 % od všech probandů. Tendence u obou grafů jsou obdobné. Taping neměl ani na jednu z končetin výraznější efekt. Celkově by většina z probandů byla zařazena do klasifikačního stupně 3, kterým jsou hodnoceny průměrné výsledky nad šest ustálení. Jeden z probandů dosáhl při stoji na nepoškozené DK průměrného počtu ustálení dva, jedná se ale o extrémní hodnotu.



Obrázek 15 – Průměrná diference vůči ideální obálce – operovaná DK



Obrázek 16 – Průměrná diference vůči ideální obálce – nepoškozená DK

Posledním hodnoceným parametrem byla průměrná diference vůči ideální obálce. Tudiž nižší hodnoty reprezentují lepší schopnost posturální stabilizace probanda. Oba grafy jsou na základě hodnot celkových průměrů téměř totožné. V obrázku 16 je jedna extrémní hodnota, která není chybou měření. Z grafů tedy vyplývá, že po aplikaci kinesio tapů dojde ke zhoršení schopnosti posturální stabilizace jak u operované DK, tak u nepoškozené DK. Tato tendence se ještě mírně prohlubuje při použití rigidního tapu. I když jsou výsledky s oběma typy tapů horší, než je tomu u schopnosti posturální stabilizace bez nich, všechny celkové průměry naměřených hodnot spadají do klasifikačního stupně 2.

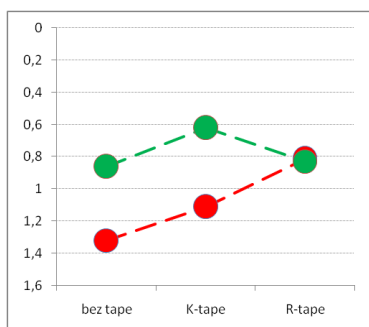
Jen málo z průměrů naměřených hodnot se blíží průměru výslednému, o tom svědčí velikost směrodatné odchylky. Vykreslení jednotlivých průměrných hodnot na grafech nepovažuji za příliš vypovídající o skutečném stavu posturální stabilizace probandů a efektu tapů na ni. V grafech jsou vyneseny naměřené průměrné hodnoty jednotlivých probandů, ale nezachycují, která hodnota náleží kterému probandovi. Rozhodla jsem se prověřit naznačené tendence detailním prostudováním těchto parametrů u jednotlivých probandů, tedy zjistit podíl participace konkrétních probandů na znázorněných celkových průměrech.

Jak již bylo zmíněno výše, z doposud získaných výsledků lze předpokládat, že reakce na aplikaci tapů jsou u obou končetin podobné. Tyto reakce pak mohou být pozitivní, negativní nebo nulové. Vzhledem k tomu, že výsledky všech parametrů jsou různorodé a jejich výpovědní hodnota není jednoznačná, bude lepší neposuzovat skupinu jako celek, ale jako skupinu jednotlivců, jejichž většina reaguje jakýmkoli způsobem na změnu podmínek (tj. aplikace tapů). Tato reakce by pak podle předpokladů měla být u obou končetin shodná.

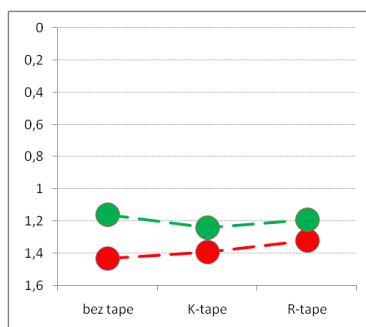
V další části budou uvedeny grafy pro každého jednoho probanda zvlášť. Grafy jsou rozděleny do skupin podle parametrů, jako tomu bylo u předchozí části. Stejně tak budou v každém grafu uvedeny průměrné hodnoty pro tři podmínky; první je stav bez použití tapu (bez tape), druhý s kinesio tapem (K-tape) a třetí s rigidním tapem (R-tape). Odlišností je to, že v každém z grafů jsou uvedeny hodnoty pro obě DKK. Pro větší názornost jsou průměrné hodnoty operované DK vyneseny červeně, pro nepoškozenou DK pak zeleně. Spojnice mezi těmito body představují tendenci ve změně schopnosti posturální stabilizace za třech podmínek. Pro lepší orientaci mají grafy v rámci každého parametru stejné měřítko a platí pro všechny, že níže umístěné hodnoty představují lepší výsledek předpokládající zvýšenou schopnost posturální stabilizace.

Předmětem zájmu v těchto grafech bude sledování pouze těch výsledků, které vykazují podobné tendence obou končetin. To znamená, že se zajímám jen o spojnice dvou bodů (naměřených průměrných hodnot), které vedou na grafu stejným směrem, tedy buď nahoru (negativní), dolů (pozitivní) nebo jsou vodorovné (nulové) a to u operované DK i u nepoškozené DK.

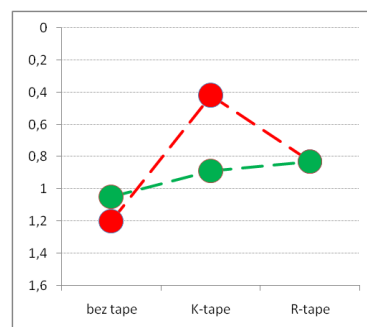
Parametr 1 – Průměrný koeficient útlumu



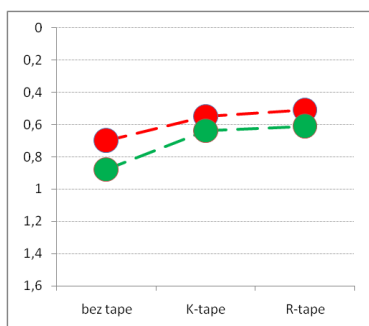
Obr. 17 - Proband 1, parametr 1



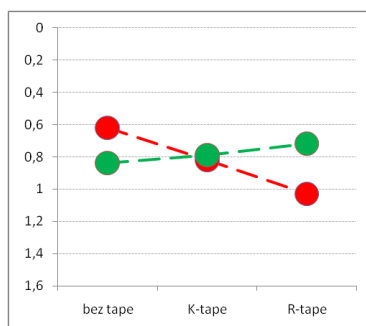
Obr. 18 - Proband 2, parametr 1



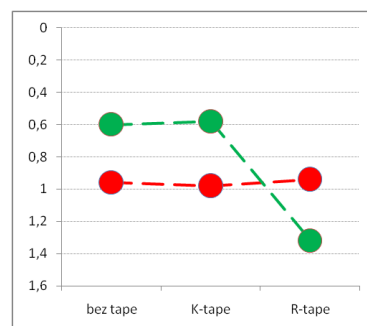
Obr. 19 - Proband 3, parametr 1



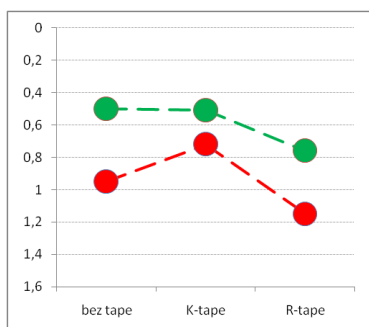
Obr. 20 - Proband 4, parametr 1



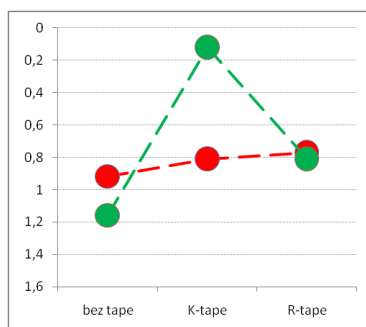
Obr. 21 - Proband 5, parametr 1



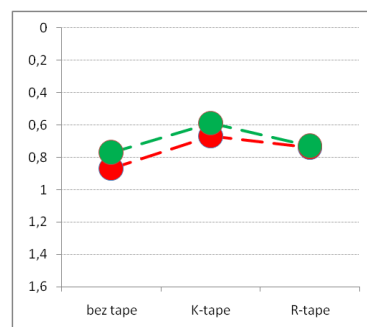
Obr. 22 - Proband 6, parametr 1



Obr. 23 - Proband 7, parametr 1



Obr. 24 - Proband 8, parametr 1



Obr. 25 - Proband 9, parametr 1

Mezi všemi jednotlivými stavy vykazovaly obě DKK obdobné tendence celkem na 4 grafech, z toho všechny tři pozitivní (P) 0x, negativní (N) 1x a nulové (0) 0x.

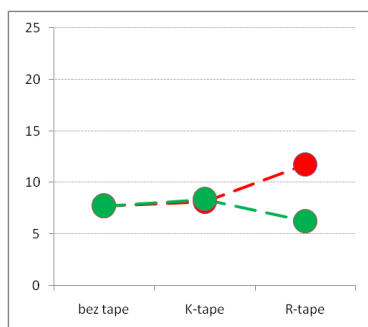
Alespoň jedna obdobná (ať už P, N nebo 0) tendence obou DKK se projevila na 8 grafech.

Celkem P reakcí na taping u všech probandů bylo pozorováno 4x, N reakcí 12x.

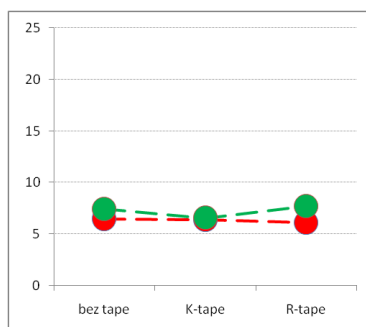
Opačné reakce na aplikaci obou tapů měl u operované i nepoškozené DK proband 5 z obrázku 21. Nejlepších výsledků dosáhl proband 2 z obrázku 18.

Na sedmi grafech pak jsou viditelné lepší výsledky u operované DK.

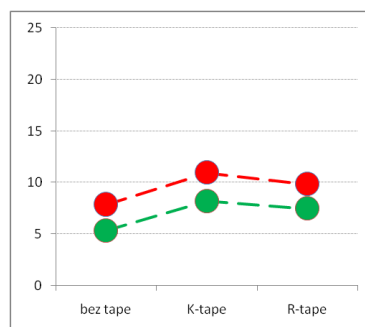
Parametr 2 – Průměrný koeficient utlumené energie Q



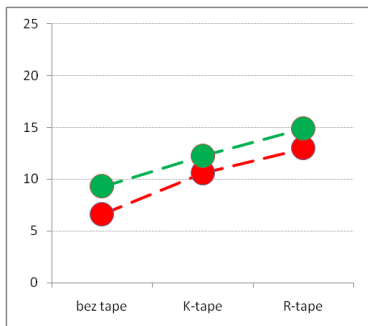
Obr. 26 - Proband 1, parametr 2



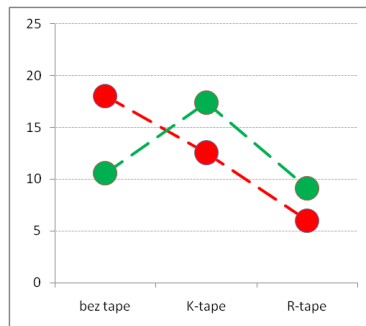
Obr. 27 - Proband 2, parametr 2



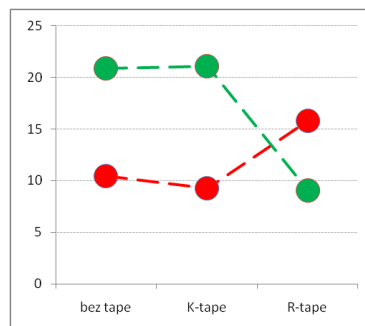
Obr. 28 - Proband 3, parametr 2



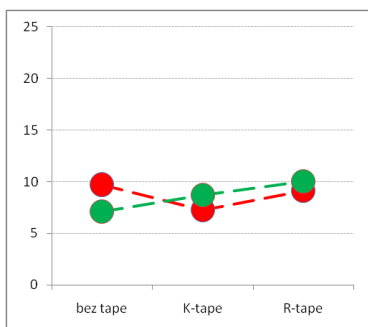
Obr. 29 - Proband 4, parametr 2



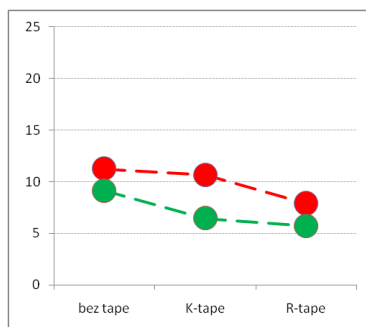
Obr. 30 - Proband 5, parametr 2



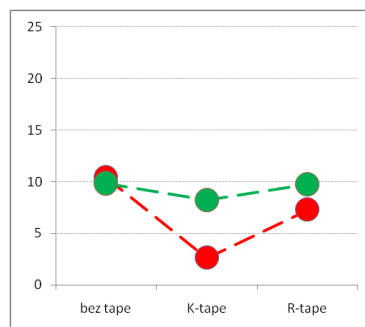
Obr. 31 - Proband 6, parametr 2



Obr. 32 - Proband 7, parametr 2



Obr. 33 - Proband 8, parametr 2



Obr. 34 - Proband 9, parametr 2

Mezi všemi jednotlivými stavy vykazovaly obě DKK obdobné tendence celkem na 4 grafech, z toho všechny tři pozitivní (P) 1x, negativní (N) 1x a nulové (0) 0x.

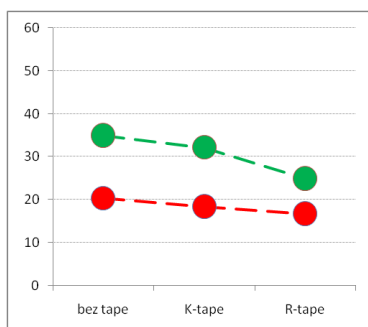
Alespoň jedna obdenná (ať už P, N nebo 0) tendence obou DKK je na 7 grafech.

Celkem P reakcí na taping u všech probandů bylo pozorováno 8x, N reakcí 8x.

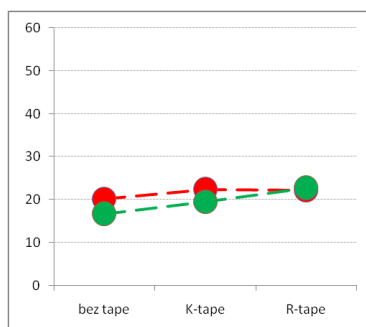
Opačné reakce, leč z hlediska hodnot relativně vyrovnané, na aplikaci obou tapů měl u operované i nepoškozené DK proband 2 z obrázku 27, paradoxně však dosáhl nejlepších průměrných výsledků v rámci tohoto parametru. Opačné reakce obou DKK měl i proband 6 z obrázku 31.

Na pěti grafech jsou vyznačeny lepší výsledky pro operovanou DK.

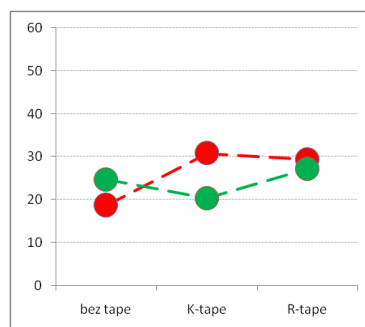
Parametr 3 – Průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě



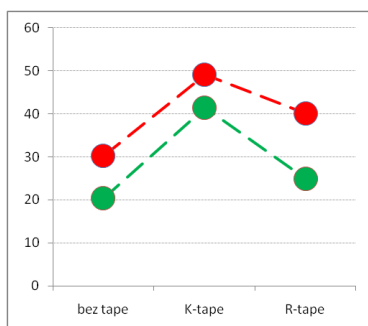
Obr. 35 - Proband 1, parametr 3



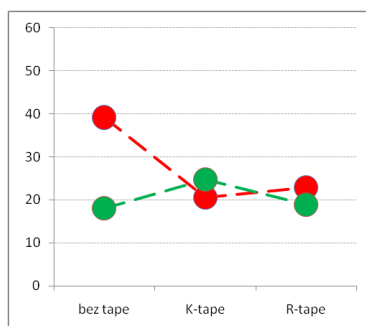
Obr. 36 - Proband 2, parametr 3



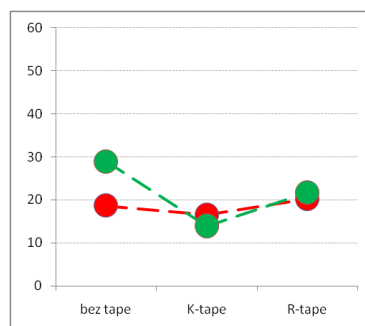
Obr. 37 - Proband 3, parametr 3



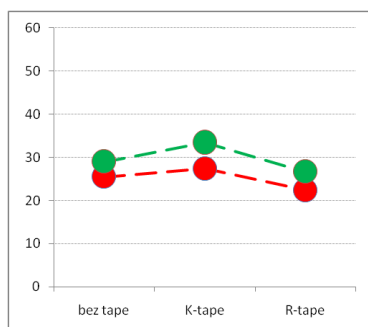
Obr. 38 - Proband 4, parametr 3



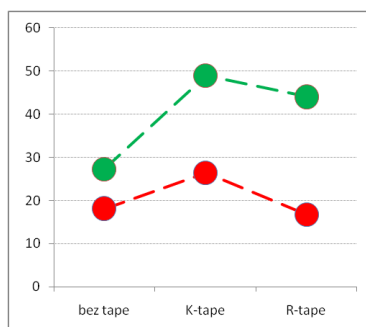
Obr. 39 - Proband 5, parametr 3



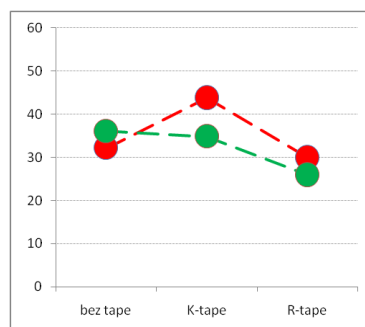
Obr. 40 - Proband 6, parametr 3



Obr. 41 - Proband 7, parametr 3



Obr. 42 - Proband 8, parametr 3



Obr. 43 - Proband 9, parametr 3

Mezi všemi jednotlivými stavy vykazovaly obě DKK obdobné tendence celkem na 4 grafech, z toho všechny tři pozitivní (P) 1x, negativní (N) 1x a nulové (0) 0x.

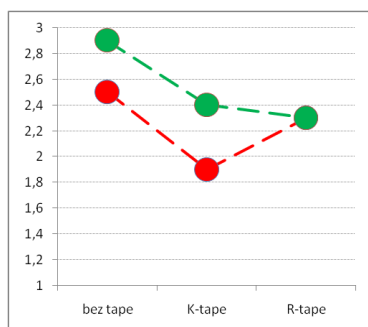
Alespoň jedna obdobná (ať už P, N nebo 0) tendence obou DKK se projevila na 8 grafech.

Celkem P reakcí na taping u všech probandů bylo pozorováno 8x, N reakcí 10x.

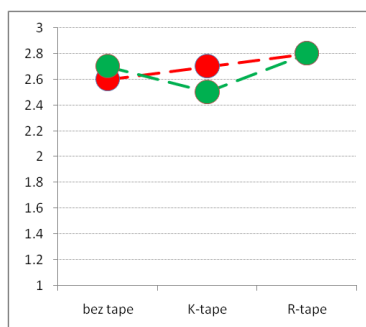
Opačné reakce na aplikaci obou tapů měl u operované i nepoškozené DK proband 5 z obrázku 39. Nejlepších hodnot dosáhl opět proband 2 z obrázku 36.

Na pěti grafech je možné vidět lepší výsledky nepoškozené DK.

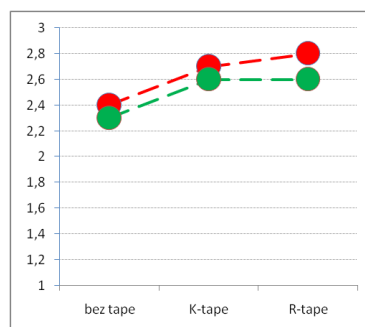
Parametr 4 – Průměrný stupeň stability



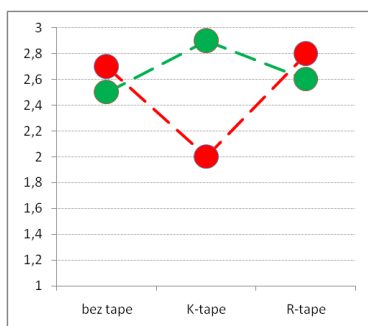
Obr. 44 - Proband 1, parametr 4



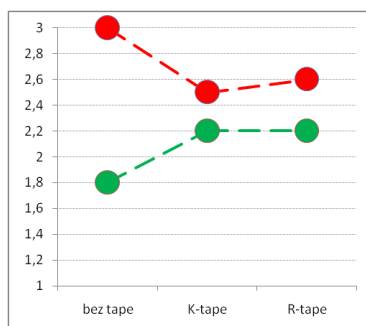
Obr. 45 - Proband 2, parametr 4



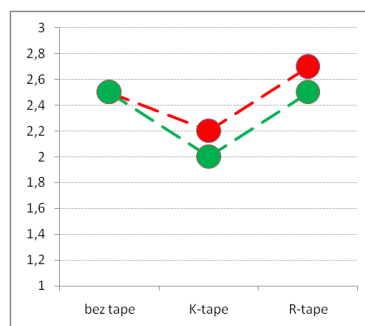
Obr. 46 - Proband 3, parametr 4



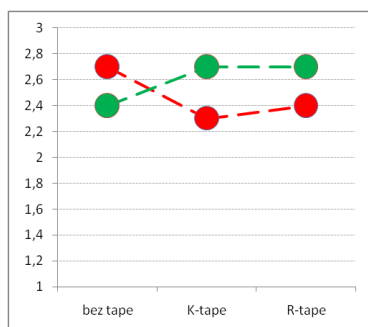
Obr. 47 - Proband 4, parametr 4



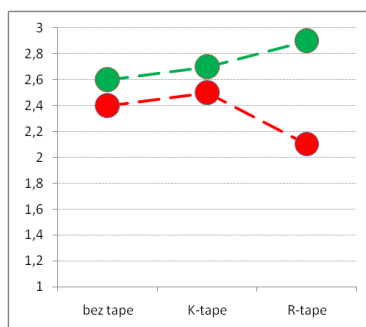
Obr. 48 - Proband 5, parametr 4



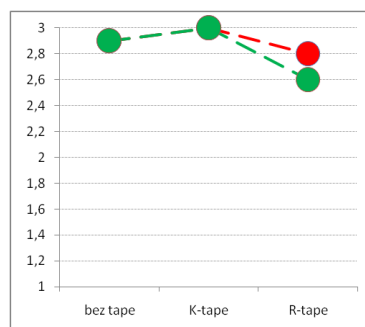
Obr. 49 - Proband 6, parametr 4



Obr. 50 - Proband 7, parametr 4



Obr. 51 - Proband 8, parametr 4



Obr. 52 - Proband 9, parametr 4

Mezi všemi jednotlivými stavy vykazovaly obě DKK obdobné tendence celkem na 3 grafech, z toho všechny tři pozitivní (P) 0x, negativní (N) 1x a nulové (0) 0x.

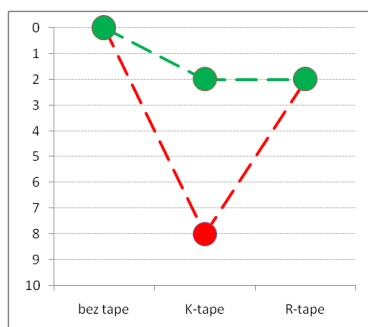
Alespoň jedna obdoba (ať už P, N nebo 0) tendence obou DKK se projevila na 8 grafech.

Celkem P reakcí na taping u všech probandů bylo pozorováno 5x, N reakcí 11x.

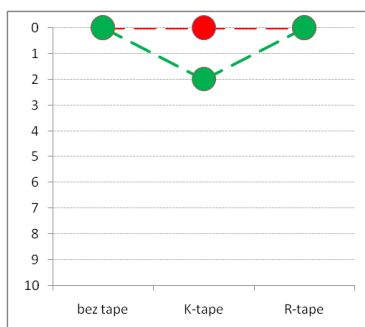
Opačné reakce na aplikaci obou tapů měl u operované i nepoškozené DK proband 4 z obrázku 47. Nejlepších hodnot dosáhl proband 6 z obrázku 49.

Výsledky pro nepoškozenou DK jsou lepší na pěti grafech.

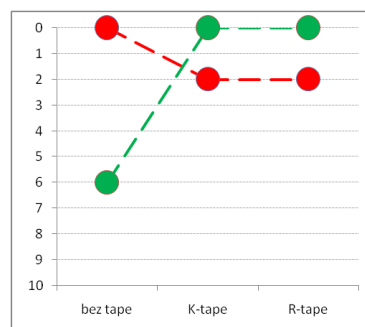
Parametr 5 – Průměrný počet ustálení pod hranici 10 %



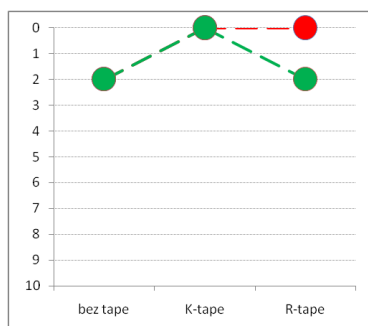
Obr. 53 - Proband 1, parametr 5



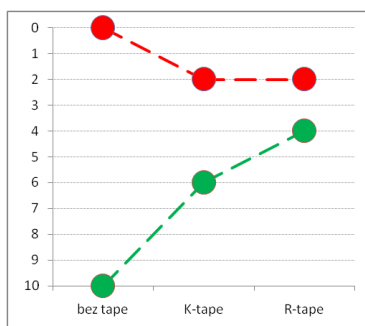
Obr. 54 - Proband 2, parametr 5



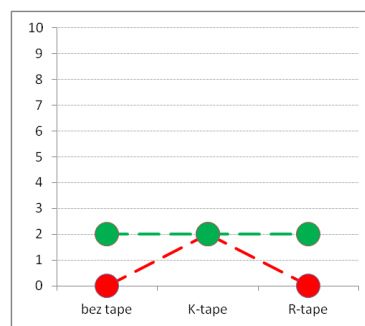
Obr. 55 - Proband 3, parametr 5



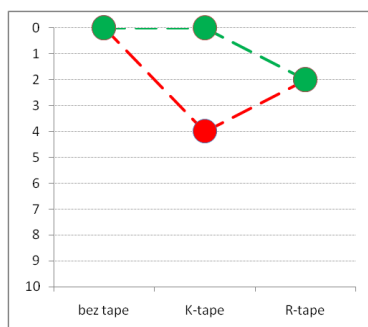
Obr. 56 - Proband 4, parametr 5



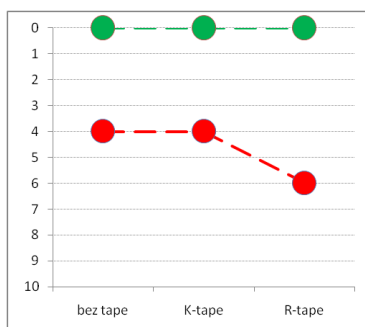
Obr. 57 - Proband 5, parametr 5



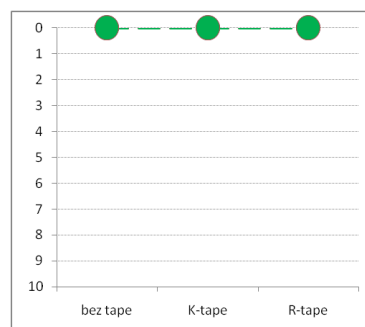
Obr. 58 - Proband 6, parametr 5



Obr. 59 - Proband 7, parametr 5



Obr. 60 - Proband 8, parametr 5



Obr. 61 - Proband 9, parametr 5

Mezi všemi jednotlivými stavy vykazovaly obě DKK obdobné tendence celkem na 3 grafech, z toho všechny tři pozitivní (P) 0x, negativní (N) 0x a nulové (0) 1x.

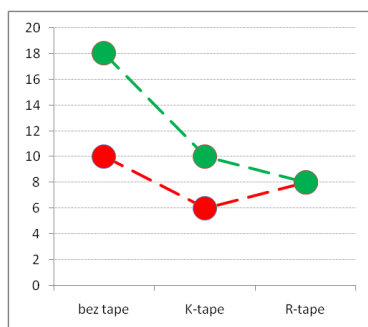
Alespoň jedna obdobná (ať už P, N nebo 0) tendence obou DKK se projevila na 8 grafech.

Celkem P reakcí na taping u všech probandů bylo pozorováno 3x, N reakcí 5x.

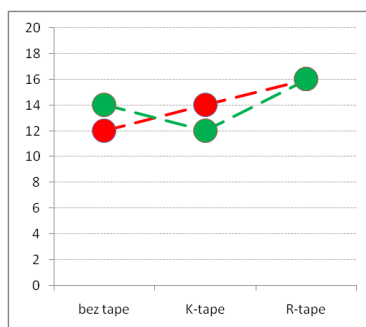
Opačné reakce na aplikaci obou tapů měl u operované i nepoškozené DK neměl žádný z probandů.

Opět jsou patrné lepší výsledky nepoškozené DK, je tomu tak na pěti grafech.

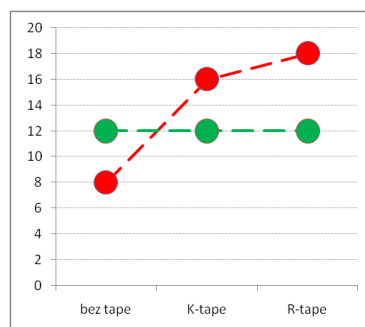
Parametr 6 – Průměrný počet ustálení nad hranici 15 %



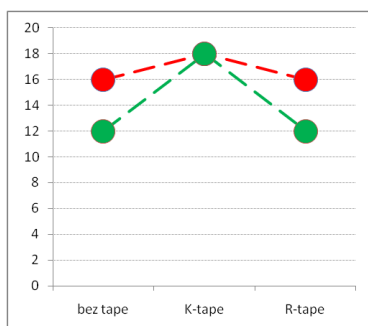
Obr. 62 - Proband 1, parametr 6



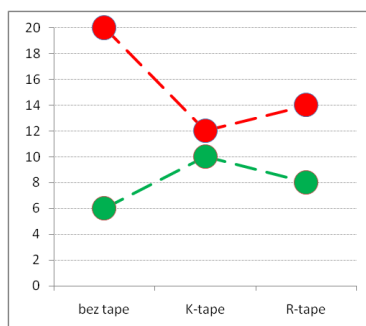
Obr. 63 - Proband 2, parametr 6



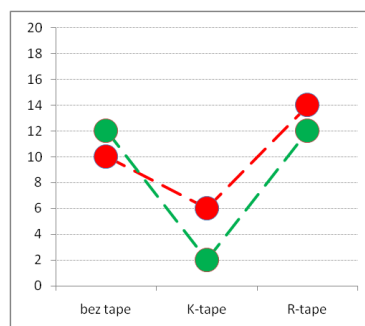
Obr. 64 - Proband 3, parametr 6



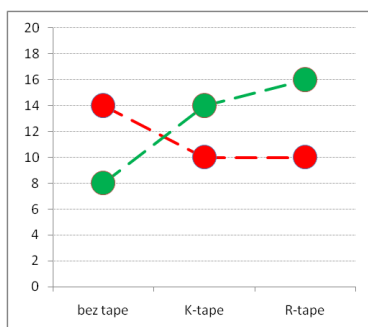
Obr. 65 - Proband 4, parametr 6



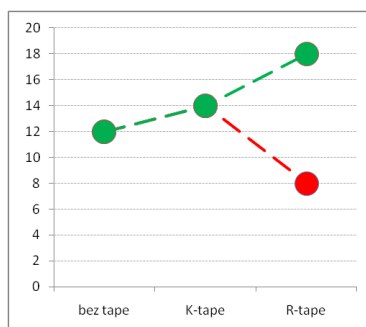
Obr. 66 - Proband 5, parametr 6



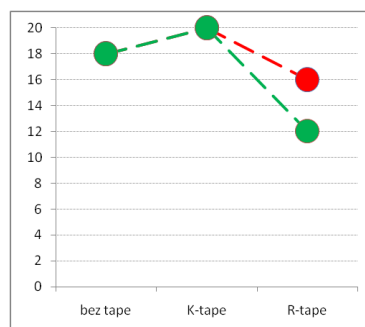
Obr. 67 - Proband 6, parametr 6



Obr. 68 - Proband 7, parametr 6



Obr. 69 - Proband 8, parametr 6



Obr. 70 - Proband 9, parametr 6

Mezi všemi jednotlivými stavy vykazovaly obě DKK obdobné tendence celkem na 2 grafech, z toho všechny tři pozitivní (P) 0x, negativní (N) 0x a nulové (0) 0x.

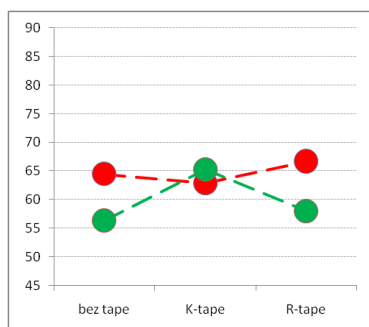
Alespoň jedna obdobná (ať už P, N nebo 0) tendence obou DKK je na 6 grafech.

Celkem P reakcí na taping u všech probandů bylo pozorováno 6x, N reakcí 6x.

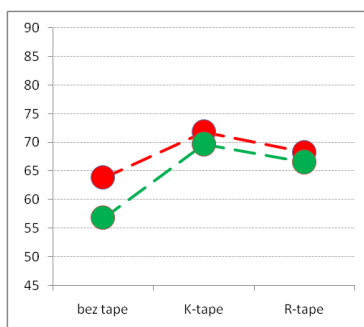
Opačné reakce na aplikaci obou tapů měl u operované i nepoškozené DK proband 5 z obrázku 66, proband 3 z obrázku 64 a proband 7 z obrázku 68. Nejlepších hodnot dosáhl proband 6 z obrázku 67.

Lepší výsledky pro nepoškozenou DK udává pět grafů.

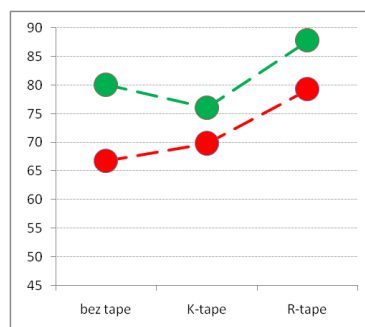
Parametr 7 – Průměrné difference vůči ideální obálce



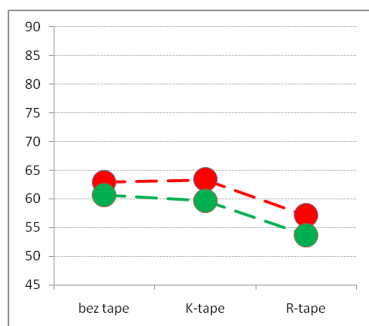
Obr. 71 - Proband 1, parametr 7



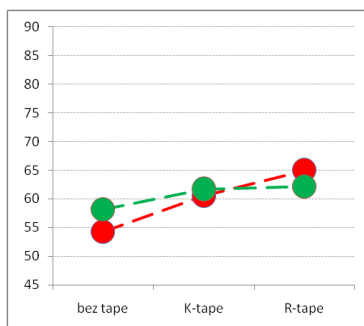
Obr. 72 - Proband 2, parametr 7



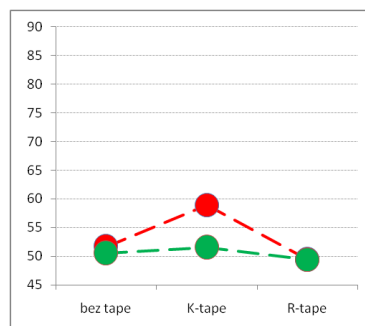
Obr. 73 - Proband 3, parametr 7



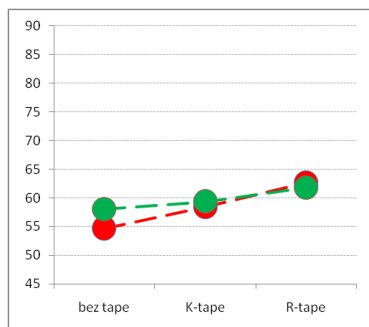
Obr. 74 - Proband 4, parametr 7



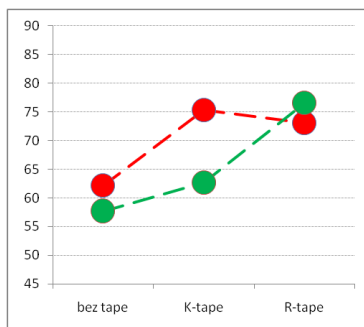
Obr. 75 - Proband 5, parametr 7



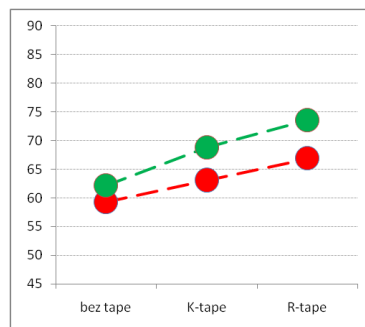
Obr. 76 - Proband 6, parametr 7



Obr. 77 - Proband 7, parametr 7



Obr. 78 - Proband 8, parametr 7



Obr. 79 - Proband 9, parametr 7

Mezi všemi jednotlivými stavy vykazovaly obě DKK obdobné tendence celkem na 6 grafech, z toho všechny tři pozitivní (P) 1x, negativní (N) 4x a nulové (0) 0x.

Alespoň jedna obdenná (ať už P, N nebo 0) tendence obou DKK se projevila na 9 grafech.

Celkem P reakcí na taping u všech probandů bylo pozorováno 6x, N reakcí 17x.

Opačnou reakci na aplikaci obou tapů měl u operované i nepoškozené DK neměl nikdo. Nejlepších hodnot dosáhl proband 6 z obrázku 76. Na pěti grafech jsou vyneseny lepší (tedy nižší) hodnoty pro nepoškozenou DK.

5.2 Analýza výsledků individuálních grafů

Slovní komentáře z předchozí části jsem pro lepší přehlednost převedla do následující tabulky. Čísla představují počty paralel z individuálních grafů.

Tabulka 8 - Analýza výsledků individuálních grafů

	Param 1	Param 2	Param 3	Param 4	Param 5	Param 6	Param 7
Obdobné reakce obou DKK mezi všemi třemi stavy	4	4	4	3	2	2	6
Pozitivní reakce obou DKK mezi všemi třemi stavy	0	1	1	0	0	0	1
Negativní reakce obou DKK mezi třemi stavy	1	1	1	1	0	0	4
Nulová reakce obou DKK mezi všemi třemi stavy	0	0	0	0	1	0	0
Alespoň jedna reakce obou DKK mezi třemi stavy	8	7	8	8	8	6	9
Pozitivní reakce BT:KT obě DKK	1	2	1	2	1	2	1
Negativní reakce BT:KT obě DKK	6	3	4	3	2	3	6
Pozitivní reakce KT:RT obě DKK	2	3	5	1	0	2	3
Negativní reakce KT:RT obě DKK	3	3	2	4	0	2	4
Pozitivní reakce BT:RT obě DKK	1	3	2	2	2	2	2
Negativní reakce BT:RT obě DKK	5	2	4	4	1	1	7
Opačná reakce DKK mezi všemi třemi stavy	1	2	1	1	1	3	0

BT... stav bez tapu

KT... stav s kinesio tapem

RT... stav s rigidním tapem

První řádek tabulky představuje počet obdobných tendencí obou DKK mezi všemi třemi stavy, tzn. BT:KT, KT:RT a BT:RT. Tyto tendence nemusí být všechny shodné ve smyslu positivity, negativity nebo nulovosti. Předpokládá se však, že ve všech třech porovnáních došlo k reakci obou DKK. Hodnotím tedy, zda k nějaké (jakékoliv) reakci došlo. Patrné to je z obrázku 38.

Druhý, třetí a čtvrtý řádek naopak znamenají, že grafy pro obě končetiny vykazují naprosto stejnou tendenci mezi všemi třemi stavy. Patrné to je z obrázku 79.

V každém poli může být maximální dosažitelná hodnota 9. Číslice udává počet probandů hodnocených v jednotlivých parametrech. V ideálním případě by dle mého tvrzení, totiž že pacient na aplikaci tapu nereaguje anebo reaguje obdobně oběma dvěma končetinami, byla v prvním řádku v každém poli číslice devět. Avšak jak je z tabulky zřejmé, není tomu tak. Pokud nebudu uvažovat parametry 4, 5 a 6 (z důvodu, který bude uveden na příslušném místě v diskuzi práce dále v textu), dosahují výsledky prvního řádku vždy minimálně polovičního počtu probandů. V případě prvního a druhého parametru dosahují obdobné reakce obou dvou končetin sice jen čtyři probandi, nicméně vzhledem k tomu, že v parametru 1 je jeden proband a v parametru 2 celkem dva probandi, jejichž výsledné tendence jsou protichůdné, jsou tak čtyři probandi polovičním počtem ze zbývajících, kteří v obou tendencích reagují shodně oběma DKK. Další čtyři pak mají shodnou reakci na aplikaci jednoho nebo druhého tapu oproti stavu bez tapingu. Ve zbylých parametrech je toto číslo ještě vyšší. V parametru 7 dokonce nebyl žádný proband, jehož tendence by byly u obou DKK ve třech situacích protichůdné. Proband z obrázku 71 reagoval alespoň na jeden stav a to negativně na aplikaci rigidního tapu oproti nezatapovanému stavu. V parametru 7 jsem také zaznamenala podobné reakce obou DKK ve všech třech stavech u šesti z devíti relevantních měření.

K podobné reakci obou DKK alespoň v jedné ze tří podmínek došlo prakticky u všech probandů. To je patrné z pátého (zvýrazněného) řádku tabulky. Reakce na aplikaci tapu při třech porovnáních, tzn. BT:KT, KT:RT, BT:RT, přičemž v každém z porovnání byla patrná obdobná reakce obou DKK (první řádek v tabulce 8), je možné vidět na 25 grafech z celkového počtu 63. To, že proband reagoval pozitivně, negativně nebo nulově na aplikaci kinesio tapu i rigidního tapu v každém z parametrů, je možné sledovat na 40 % individuálních grafů.

Pokud tato čísla rozeberu ještě podrobněji, tak pozitivní reakci na aplikaci kinesio tapu bylo možné pozorovat u obou DKK najednou na 10 grafech, negativní reakci na 27 grafech, nulovou na 2 grafech. Kinesio tape tak vyvolal obdobnou reakci obou DKK celkem čtyřicetkrát.

Pokud porovnáme tendenci obou končetin k reakci na rigidní tape oproti končetinám bez tapů, pak pozorujeme následující: pozitivní ovlivnění bylo patrné na 14

grafech, negativní na 24 grafech a nulové na 4 grafech. Celkem tak rigidní tape vyvolal shodnou reakci u obou DKK ve dvačtyřiceti případech.

Pokud bych chtěla hodnotit celkový vliv jednotlivých tapů na pacienty, pak je potřeba brát v úvahu jen ty případy, ve kterých je možné pozorovat reakce na taping ve všech třech porovnáních, tzn. BT:KT, BT:RT a KT:RT (tedy první řádek tabulky 8). Z 63 individuálních grafů bylo možné tuto reakci pozorovat na 25 z nich, jak už bylo uvedeno výše. Z tohoto počtu se ukázalo, že na 16 grafech jsou hodnoty lepší ve stavu bez tapingu, jinými slovy – s tapingem se naměřené průměrné hodnoty zhorší. V 9 zbylých případech pak dojde po aplikaci alespoň jednoho z nich ke zlepšení schopnosti posturální stabilizace probanda. Z těchto 9 grafů pak 4 poukazují na to, že došlo ke zlepšení hodnot u obou tapů, v 5 případech byly naměřeny vyšší průměrné hodnoty jen u jednoho z nich. Z těchto 9 případů zlepšení byl kinesio tape lepší než hodnoty bez tapu na 5 grafech, rigidní tape lepší než hodnoty bez tapu na 8 grafech a rigidní tape byl lepší než kinesio tape na 7 grafech z těchto 9.

Pokud tyto hodnoty převedu na procenta a 63 grafů považuji za 100 %, pak na 40 % bylo možné pozorovat vždy 3 reakce obou DKK na taping, 26 % z celku reagovalo na tape negativně a jen 14 % pozitivně a na 11 % grafů pak je rigidní tape lepší než kinesio tape i stav bez tapu.

U každého z probandů mohlo celkem dojít k 21 reakcím na aplikaci tapu, pokud budu opět považovat za reakci obdobnou tendenci obou DKK, ať už ve smyslu pozitivním negativním nebo nulovém.

V případě *probanda 1* došlo celkem ke 13 reakcím na aplikaci tapů: 9 pozitivním a 4 negativním. Proband 1 tedy reagoval ve 62 %, z čehož reagoval v 69 % pozitivně a v 31 % negativně na taping. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 1 parametru.

U *probanda 2* bylo možné pozorovat 12 reakcí: 1 pozitivní, 10 negativních, 1 nulová. Proband jedna tedy reagoval na taping v 57 % situacích, z čehož se dá vypočítat 8 % pozitivních reakcí, 8 % nulových a 84 % negativních reakcí. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 2 parametrů.

Proband 3 zaznamenal 14 reakcí na taping: 1 pozitivní, 12 negativních, 1 nulovou. Z celkového počtu tak došlo ke změně schopnosti posturální stabilizace v 67 % případů, z tohoto procenta pak bylo 7 % pozitivních reakcí, 7 % nulových reakcí a 86 % negativních reakcí na aplikaci tapu. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 3 parametrů.

U *probanda 4* došlo k 17 odezvám na taping: 4 pozitivním, 11 negativním a 1 nulové. Celkem tak proband reagoval z 81 %, z čehož pozitivně v 29 %, negativně v 65 % a nulově v 6 %. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 5 parametrů.

Proband 5 vykázal celkem jen 5 reakcí: 2 pozitivní a 3 negativní. Došlo k reakci jen ve 24 % případů, z čehož bylo 40 % pozitivních a 60 % negativních reakcí. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 1 parametru.

V případě *probanda 6* je pak zaznamenáno 11 odpovědí na aplikaci tapu: 5 pozitivních, 5 negativních a 1 nulová. Proband tedy reagoval z 52 %, z toho bylo 45,5 % pozitivních, 45,5 % negativních a 9 % nulových reakcí. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 2 parametrů.

U *probanda 7* byla patrná změna ve schopnosti posturální stabilizace ve 12 případech: 4x pozitivní a 8x negativní. Ke změně tedy došlo v 57 % případů, z čehož bylo směrem 33 % pozitivním a 66 % směrem negativním. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 3 parametrů.

Proband 8 měl v grafech 13 reakcí na aplikaci tapů: 4 pozitivní, 8 negativních a 1 nulovou. K odezvě došlo z 62 %, přičemž 31 % bylo pozitivních reakcí, 62 % negativních a 7 % nulových. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 2 parametrů.

Proband 9 zaznamenal celkem 20 změn ve schopnosti posturální stabilizace: 9 z nich bylo pozitivních, 8 negativních a 3 nulové. Proband tak reagoval v 95 % případů na aplikaci tapu, z toho bylo 45 % pozitivních reakcí, 40 % negativních reakcí a 15 %

nulových reakcí. V rámci jednoho grafu reagoval oběma dvěma DKK stejným směrem ve všech třech případech v rámci 6 parametrů.

U všech probandů, kromě jediného, tedy byl patrný nadpoloviční počet shodných reakcí obou dolních končetin na aplikaci tapů, přičemž převládaly reakce negativní. Tím se rozumí, že došlo ke zhoršení schopnosti posturální stabilizace. Extrémy představují dva probandi: proband 5 a proband 9. Proband 5 měl pouze pět shodných reakcí obou DKK na nalepené tapy, ke shodné reakci obou dvou končetin nedošlo v šestnácti případech. Naopak u probanda 9 jsem zaznamenala ve dvaceti případech z jednadvaceti možných shodnou reakci obou DKK na aplikaci tapů; počet pozitivních reakcí oproti negativním byl však téměř totožný a jako u jediného byly nepatrně vyšší průměrné hodnoty u kinesio tapu.

Odůvodnění k těmto výsledkům budu hledat a diskutovat v následující kapitole.

6 DISKUSE

Cílem této práce bylo zjistit vliv dvou metod tapingu využívajících facilitačního efektu na posturální stabilizaci probandů, kteří mají plastiku jednoho předního zkříženého vazů. Jak výsledky naznačují a jak bude ještě podrobněji rozebráno dále, naměřené hodnoty se poněkud odlišují od předpokládaného účinku.

V průběhu zpracování výsledků jsem musela poněkud pozměnit strategii vyhodnocení. Jednotlivé parametry, které pokládám za stěžejní, jsou vlastně už průměrnými hodnotami deseti měření (dvaceti signálů) z osy X a Y. Nepovažuji tedy za vhodné tyto průměrné hodnoty ještě znovu průměrovat, aby vznikl kýžený jediný výsledek, který ovšem není vypovídající o skupině probandů, která se ukázala být z hlediska výsledků značně nehomogenní, ačkoli byly předpokládány podobné výchozí podmínky všech probandů. Jak je vidět ve druhé části výsledků, hodnoty parametrů jednotlivých probandů jsou značně kolísavé. Neznamenaloby vždy, že pokud proband v jednom parametru dosáhl hodnot, které předpokládaly dobrou schopnost posturální stabilizace, bylo tomu tak i ve všech parametrech, při všech měřeních a platilo to pro obě dolní končetiny. Jen málo z naměřených hodnot se vešlo do rozsahu směrodatné chyby, dvojnásobná směrodatná odchylka měla velký rozsah a i přes tuto skutečnost se v grafech 1-14 vyskytovalo několik extrémů. Ty nebyly chybou měření, ale skutečnými průměrnými hodnotami parametrů probandů. Výsledky skupiny jako celku byly značně neuspokojivé dle klasifikace programu Posturomed Commander. Navíc bylo jen těžko možné na základě celkových průměrných hodnot celé skupiny vysledovat tendenci reakcí operovaných a nepoškozených končetin na kinesio taping a aplikaci rigidního tapu. Proto jsem přistoupila k náhradnímu řešení hodnocení posturální stabilizace probandů.

Pro své záměry jsem je nehodnotila jako skupinu, ale jako jednotlivce, což při takto malém vzorku probandů bylo možné. Pro dosažení cíle, tedy objektivizace vlivu tapingu na posturální stabilizaci osob po rekonstrukci jednoho LCA, jsem při hodnocení zúčastněných osob zjišťovala reakce obou končetin jednotlivců na dvě techniky tapingu a jejich tendence. Ty mohly vést ke zhoršení, zlepšení nebo zůstat stejné, tedy nulové. Postavila jsem tak proti sobě schopnost posturální stabilizace probanda za situace bez tapu a situace s kinesio tapem, bez tapu a s rigidním tapem a nakonec s kinesio tapem a rigidním tapem a to u obou DKK.

Před diskutováním výsledků je však ještě potřeba objasnit relevantnost jednotlivých parametrů. Při porovnání zkušeností s programem Posturomed Commander z prací kolegů, kteří se podobné problematice věnovali přede mnou, musím souhlasit s Kolářem M. (2011) a Lajnerovou (2010), že parametry „ustálení nad hranici 15 %“ – parametr 6, „ustálení pod hranici 10 %“ – parametr 5 a „průměrný stupeň stability“ – parametr 4 vycházejí ze stejných údajů a vzešlé informace jsou téměř totožné. Navíc jsou poměrně málo citlivé, protože uvažují jen tři stupně klasifikace ve velkém rozsahu. Výsledky tak jsou poměrně zavádějící a mají malou výpovědní hodnotu o skutečném stavu posturální stabilizace probanda. Zjevné je to v tabulce 8, kdy hodnoty parametru 5 a 6 (tedy „ustálení pod hranici 10 %“ a „ustálení nad hranici 15 %“) dosahují odlišných hodnot než parametry ostatní. Další nedostatek má podle mne parametr 3 (průměrná ustálení vůči maximální amplitudě), poněvadž při jeho výpočtu nepočítá s časem, za který dojde k prvnímu minimu na obálce, ale počítá jen s výškou amplitud na obě strany. Pokud by se k hodnocení přidal ještě časový údaj, měly by výsledky větší výpovědní hodnotu. Ke zbývajícím parametrům výhrady nemám. Za nejužitečnější parametr s největší výpovědní hodnotou o skutečném stavu posturální stabilizace probanda považuji, stejně jako Lajnerová (2010), parametr 7, tedy průměrný rozdíl vůči ideální obálce. Tento parametr při vynesení jednotlivých hodnot do grafu ukázal, že předpoklady dané na základě poznatků z literatury (Válka, 2012; Kobrová, 2011) jsou odlišné od naměřených výsledků.

Chtěla bych se vyhnout zobecnění, protože výsledky z této práce poukazují pouze na nadpoloviční většinu shodných reakcí obou DKK na aplikaci tapů. Nepotvrzují tedy, že reakce na taping je vždy shodná u obou končetin. Nicméně v průběhu testování došlo k 81 shodné reakci obou DKK jednotlivých probandů na alespoň jeden druh tapingu oproti schopnosti posturální stabilizace v nezatapovaném stavu ze 126 možných. To znamená, že ke změně schopnosti posturální stabilizace a tím pádem k reakci na taping došlo celkem v 64 % případů. Z toho bylo možné pozorovat při nerozlišování typu tapingu 30 % pozitivních reakcí (došlo ke zlepšení stavu), 63 % negativních reakcí (došlo ke zhoršení stavu) a 7 % nulových reakcí (nedošlo ke změně schopnosti posturální stabilizace, nicméně tento trend byl u obou končetin).

Pokud posoudíme všechna individuální měření dohromady, pak ze všech vyhodnocení lze odvodit, že probandi v průběhu měření většinou na taping oběma dolními končetinami zároveň reagovali ve stejném směru; došlo ke změně schopnosti

posturální stabilizace oproti průměrným hodnotám z měření ve stavu bez tapu a to téměř ve dvou třetinách případů. Podíl kinesio tapu a rigidního tapu je téměř totožný (rigidní tape vyvolal jen o 3 reakce víc než kinesio tape). Tyto reakce však byly ve více než dvojnásobném počtu případů negativní, došlo tedy obecně ke zhoršení schopnosti posturální stabilizace probandů. Reakce na kinesio tape pak byly ještě o něco horší než na rigidní tape.

Nedá se říci s naprostou jistotou, že by pacienti reagující na jeden druh tapu reagovali zároveň i na druhý tape na obou DKK nebo naopak. Z devíti probandů se tento trend projevil jen u dvou z nich a to na obě strany – jeden proband reagoval na aplikaci tapů prakticky ve všech případech oběma DKK odlišně a druhý naopak na oba tapy reagoval téměř ve všech případech oběma DKK shodně. Zajímavé je, že u těchto dvou probandů, z nichž každý představoval jeden extrém, byl vyrovnaný podíl jak pozitivních reakcí na tapy, tak negativních reakcí na tapy a zároveň vyrovnaný podíl obou tapů na reakcích. Zbylí probandi pak na aplikaci tapů reagovali v nadpolovičním počtu případů oběma DKK stejným směrem a to spíše negativně oproti stavu bez tapů.

Během měření jsem však dospěla ke stejnému závěru, jako uvádí autoři z teoretické části této práce: posturální stabilizace při stoji na nepoškozené dolní končetině je lepší než na dolní končetině operované (Shiraishi, 1996; Hoffmann 1999; Harrison, 1994, Lysholm, 1998). Potvrdilo se to ve většině případů, tedy u šesti parametrů ze sedmi. Sporný je naopak vliv kinesio tapu na facilitaci svalu. Dle mých výsledků měl kinesio tape vliv na zlepšení posturální stabilizace menší a navíc spíše negativní (došlo tedy ve více případech ke zhoršení posturální stabilizace), což může být dáno několika důvody: kinesio tape nemá vliv na facilitaci svalů, m. vastus medialis nemá významnější vliv na posturální stabilizaci. M. vastus medialis však byl vybrán jako vhodný sval pro testování na základě teoretických poznatků (Konishi, 2002; Kvist, 2001). Přímý vliv facilitačního účinku na m. vastus medialis by se dal rozpoznat pomocí EMG, což nebylo předmětem této práce.

Vrátím-li se konkrétně k položeným otázkám v úvodu praktické části této práce, jsou odpovědi na ně na základě zjištěných poznatků následující:

1. *Je posturální stabilizace ve stoji na jedné dolní končetině srovnatelná u obou dolních končetin pacientů s plastikou LCA po absolvování série rehabilitací?*

Posturální stabilizace ve stoji na jedné DK je dle většiny parametrů lepší na nepoškozené končetině. Jak již bylo vysvětleno ve výsledkové části práce, bylo by velice nepřesné určit, o kolik je posturální stabilizace na jedné nebo druhé DK lepší/horší.

2. Má aplikace kinesio tapu vliv (efekt) na posturální stabilizaci těchto pacientů?

Aplikace kinesio tapu na posturální stabilizaci pacientů po plastice jednoho LCA vliv má, ovšem menší než rigidní tape a to spíše negativní.

3. Je rozdíl v posturální stabilizaci při stoji na operované nebo nepoškozené dolní končetině po aplikaci kinesio tapu?

Rozdíl v posturální stabilizaci obou dolních končetin je. Ve většině parametrů byla naměřena lepší posturální stabilizace na nepoškozené DK. Na základě naměřených výsledků ale nedokáží přesně říci, o kolik je posturální stabilizace po aplikaci kinesio tapu jiná (lepší, horší). Důvod je uveden v předchozí kapitole.

4. Má aplikace rigidního tapu metodou funkčního tapingu vliv (efekt) na posturální stabilizaci sledovaných pacientů?

Facilitační aplikace rigidního tapu metodou funkčního tapingu efekt na posturální stabilizaci má, ovšem jen částečný a většinou horší oproti stavu bez tapingu.

5. Je rozdíl v posturální stabilizaci sledovaných pacientů při stoji na operované nebo nepoškozené dolní končetině po aplikaci funkčního tapu?

Rozdíl v posturální stabilizaci obou dolních končetin je. Ve většině parametrů byla naměřena lepší posturální stabilizace na nepoškozené DK. Na základě naměřených výsledků ale nedokáží přesně říci, o kolik je posturální stabilizace po aplikaci rigidního tapu jiná (lepší, horší). Důvod je uveden v předchozí kapitole.

6. Je rozdíl v efektu kinesiotapingu nebo funkčního tapingu na posturální stabilizaci při stoji na operované nebo nepoškozené dolní končetině?

Rozdíl v efektu obou aplikovaných tapů je, avšak jen velmi malý. Dle výsledků má jen o málo větší vliv na změnu posturální stabilizace rigidní tape. Oba tapy mají na posturální stabilizaci probandů spíše negativní vliv.

7 ZÁVĚRY

Z uvedených závěrů vyplývá otázka, proč probandi reagovali v případě změn posturální stabilizace při stoji na jedné končetině oběma DKK stejným směrem ve většině případů negativně, tedy zhoršením. Napadají mě, kromě výše uvedených, dva důvody – pacienti mohli z instruktáže před měřením získat pocit, že po aplikaci tapů dojde k výraznému zlepšení posturální stability a při měření se méně „snažili“. Druhým důvodem pak může být, že pacienti nebyli na tape zvyklí. Cílem tedy bylo sval pod aplikovaným tapem facilitovat, nicméně aplikace probandy stimulovala celkově, tape vnímali jako velké podráždění, na které nejsou zvyklí a v důsledku narušení psychické pohody došlo ke zhoršení posturální stabilizace. Tomuto faktoru se však lze jen těžko vyhnout, poněvadž jsem určitého stupně stimulace dosáhnout chtěla a z hlediska charakteru práce i potřebovala.

Ačkoliv daný vzorek probandů byl malý, myslím si, že přínos této práce spočívá v poskytnutí náhledu na aplikaci tapingu ze dvou různých pohledů. Přispívá tak k poměrně aktuálnímu tématu využití tapů v rehabilitační praxi, což je trend, který se stále více uplatňuje. I když práce vyznívá ve prospěch argumentů neurofyziologů, neznamená to, že obecně taping (a v tomto případě kinesio taping obzvlášť) má na svaly malý a spíše negativní vliv. V rámci práce jsem se zaměřila jen na jeden z mnoha efektů tapů a to facilitaci konkrétního svalu, která by umožnila změnu (zlepšení) posturální stabilizace.

Výhrady k použité technice jsem uvedla v průběhu práce. Ve stručnosti – bylo by vhodné pro lepší přehlednost upravit měřítko hodnocení programu Posturomed Commander – sjednotit ho, aby všechny výsledky šly stejným směrem, obrátit ho, aby lepší výsledky byly vizuálně nad horšími a rozšířit ho, protože tři klasifikační stupně jsou málo vypovídající. Zároveň si myslím, že je patrná i různá důležitost jednotlivých parametrů, které jsou ale ve výsledku postaveny na stejnou úroveň.

Seznam tabulek a obrázků

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Interval pro rozřazení naměřených hodnot parametrů do tříd	36
Tabulka 2 - Klasifikace výsledků do tříd – Operovaná DK bez tape.....	51
Tabulka 3 - Klasifikace výsledků do tříd – Operovaná DK s kinesio tapem.....	51
Tabulka 4 - Klasifikace výsledků do tříd – Operovaná DK s rigidním tapem.....	51
Tabulka 5 - Klasifikace výsledků do tříd – Nepoškozená DK bez tape.....	52
Tabulka 6 - Klasifikace výsledků do tříd – Nepoškozená DK s kinesio tapem.....	52
Tabulka 7 - Klasifikace výsledků do tříd – Nepoškozená DK s rigidním tapem.....	52
Tabulka 8 - Analýza výsledků individuálních grafů.....	69

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Mechanismus poranění LCA.....	27
Obrázek 2 - Graf a znázornění výpočtu koeficientu útlumu kmitů.....	38
Obrázek 3 - Průměrný koeficient útlumu kmitů – operovaná DK.....	54
Obrázek 4 – Průměrný koeficient útlumu kmitů – nepoškozená DK.....	54
Obrázek 5 - Průměrný koeficient utlumené energie Q – operovaná DK.....	55
Obrázek 6 – Průměrný koeficient utlumené energie Q – nepoškozená DK.....	55
Obrázek 7 – Průměrná ustálení vůči max. amplitudě – operovaná DK.....	56
Obrázek 8 - Průměrná ustálení vůči max. amplitudě – nepoškozená DK.....	56
Obrázek 9 – Prům. amplitudový parametr krátkodobé stabilizace –operovaná DK.....	57
Obrázek 10 – Prům. amplitud. parametr krátkodobé stabilizace – nepoškozená DK.....	57
Obrázek 11 – Průměrný počet ustálení pod hranici 10 % - operovaná DK.....	58
Obrázek 12 – Průměrný počet ustálení pod hranici 10 % - nepoškozená DK.....	58

Obrázek 13 – Průměrný počet ustálení nad hranici 15 % - operovaná DK.....	59
Obrázek 14 – Průměrný počet ustálení nad hranici 15 % - nepoškozená DK.....	59
Obrázek 15 – Průměrná difference vůči ideální obálce – operovaná DK.....	60
Obrázek 16 – Průměrná difference vůči ideální obálce – nepoškozená DK.....	60
Individuální grafy k parametru 1 – Průměrný koeficient útlumu	
Obrázek 17 – Proband 1, parametr 1.....	62
Obrázek 18 – Proband 2, parametr 1.....	62
Obrázek 19 – Proband 3, parametr 1.....	62
Obrázek 20 – Proband 4, parametr 1.....	62
Obrázek 21 – Proband 5, parametr 1.....	62
Obrázek 22 – Proband 6, parametr 1.....	62
Obrázek 23 – Proband 7, parametr 1.....	62
Obrázek 24 – Proband 8, parametr 1.....	62
Obrázek 25 – Proband 9, parametr 1.....	62
Individuální grafy k parametru 2 – Průměrný koeficient utlumené energie Q	
Obrázek 26 – Proband 1, parametr 2.....	63
Obrázek 27 – Proband 2, parametr 2.....	63
Obrázek 28 – Proband 3, parametr 2.....	63
Obrázek 29 – Proband 4, parametr 2.....	63
Obrázek 30 – Proband 5, parametr 2.....	63
Obrázek 31 – Proband 6, parametr 2.....	63
Obrázek 32 – Proband 7, parametr 2.....	63
Obrázek 33 – Proband 8, parametr 2.....	63

Obrázek 34 – Proband 9, parametr 2.....	63
Individuální grafy k parametru 3 – Průměrné procento ustálení vůči max. amplitudě	
Obrázek 35 – Proband 1, parametr 3.....	64
Obrázek 36 – Proband 2, parametr 3.....	64
Obrázek 37 – Proband 3, parametr 3.....	64
Obrázek 38 – Proband 4, parametr 3.....	64
Obrázek 39 – Proband 5, parametr 3.....	64
Obrázek 40 – Proband 6, parametr 3.....	64
Obrázek 41 – Proband 7, parametr 3.....	64
Obrázek 42 – Proband 8, parametr 3.....	64
Obrázek 43 – Proband 9, parametr 3.....	64
Individuální grafy k parametru 4 – Průměrný stupeň stability	
Obrázek 44 – Proband 1, parametr 4.....	65
Obrázek 45 – Proband 2, parametr 4.....	65
Obrázek 46 – Proband 3, parametr 4.....	65
Obrázek 47 – Proband 4, parametr 4.....	65
Obrázek 48 – Proband 5, parametr 4.....	65
Obrázek 49 – Proband 6, parametr 4.....	65
Obrázek 50 – Proband 7, parametr 4.....	65
Obrázek 51 – Proband 8, parametr 4.....	65
Obrázek 52 – Proband 9, parametr 4.....	65
Individuální grafy k parametru 5 – Průměrný počet ustálení pod hranici 10 %	
Obrázek 53 – Proband 1, parametr 5.....	66

Obrázek 54 – Proband 2, parametr 5.....	66
Obrázek 55 – Proband 3, parametr 5.....	66
Obrázek 56 – Proband 4, parametr 5.....	66
Obrázek 57 – Proband 5, parametr 5.....	66
Obrázek 58 – Proband 6, parametr 5.....	66
Obrázek 59 – Proband 7, parametr 5.....	66
Obrázek 60 – Proband 8, parametr 5.....	66
Obrázek 61 – Proband 9, parametr 5.....	66
Individuální grafy k parametru 6 – Průměrný počet ustálení nad hranici 15 %	
Obrázek 62 – Proband 1, parametr 6.....	67
Obrázek 63 – Proband 2, parametr 6.....	67
Obrázek 64 – Proband 3, parametr 6.....	67
Obrázek 65 – Proband 4, parametr 6.....	67
Obrázek 66 – Proband 5, parametr 6.....	67
Obrázek 67 – Proband 6, parametr 6.....	67
Obrázek 68 – Proband 7, parametr 6.....	67
Obrázek 69 – Proband 8, parametr 6.....	67
Obrázek 70 – Proband 9, parametr 6.....	67
Individuální grafy k parametru 7 – Průměrné difference vůči ideální obálce	
Obrázek 71 – Proband 1, parametr 7.....	68
Obrázek 72 – Proband 2, parametr 7.....	68
Obrázek 73 – Proband 3, parametr 7.....	68
Obrázek 74 – Proband 4, parametr 7.....	68

Obrázek 75 – Proband 5, parametr 7.....	68
Obrázek 76 – Proband 6, parametr 7.....	68
Obrázek 77 – Proband 7, parametr 7.....	68
Obrázek 78 – Proband 8, parametr 7.....	68
Obrázek 79 – Proband 9, parametr 7.....	68

Rovnice

1 – Rovnice pro výpočet koeficientu útlumu kmitů.....	37
2 – Rovnice pro výpočet koeficientu utlumené energie Q.....	38
3 – Rovnice pro výpočet průměrných ustálení vůči max. amplitudě.....	38
4 – Rovnice pro výpočet průměrné difference vůči ideální obálce.....	40

Seznam použité literatury

AGEBERG, E. Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2002, roč. 12, č. 3, s. 205-212.

BARRET, D.S. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1991, roč. 73, č. 5, s. 833-837.

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy anatomie pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.

BRUHN, S., GOLLHOFER, A., GRUBER, M.: Proprioception training for prevention and rehabilitation of knee joint injuries. *European Journal of Sports Traumatology and Related Research*. 2001, roč. 23, č. 2, s. 82-89.

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd., aktualizovaný dotisk. Praha: Grada, 2006. 516 s. ISBN 80-7169-970-5.

DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.

FREMERIEY, R.W., LOBENHOFFER, P., ZEICHEN, J., SKUTEK, M., BOSCH, U., TSCHERNE, H. Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament – A prospective, longitudinal study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2000, roč. 82B, č. 6, s. 801–806.

FU, F.H., COHEN, S.B. *Current concepts in ACL reconstructions*. 1. vyd. Thorofare: SLACK Incorporated, 2008. 441 s. ISBN 978-55642-813-5.

HAMILL, J., KNUTZEN, K.M. *Biomechanical basis of human movement*. 3. Vyd. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2009. 491 s. ISBN 978-0-7817-9128-1.

HARRISON, E.L. et al. Evaluation of Single-Leg Standing Following Anterior Cruciate Ligament Surgery and Rehabilitation. *Physical Therapy*. 1994, roč. 74, č. 3, s. 245-252.

HAUS, J., HALATA, Z. Innervation of the anterior cruciate ligament. *International Orthopaedics*. 1990, roč. 14, č. 3, s. 293-296.

HEWETT, T.E., LINDENFELD, T.N., RICCOBENE, J.V. , NOYES, F.R.: The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*. 1999, roč. 27, č. 6, s. 699-706.

HOFFMAN, M., SCHRADER, J., KOCEJA, D. An Investigation of Postural Control in Postoperative Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Patients. *Journal of Athletic Training*. 1999, roč. 34, č. 2, s. 130-136.

KAPRELI, E., et al. Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity: a functional MRI study. *The American journal of sports medicine*. 2009, roč. 37, č. 12, s. 2419-2426.

KENNEDY, J.C., ALEXANDER, I.J., HAYES, K.C. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *American Journal of Sports Medicine*. 1982, roč. 10, č. 6, s. 329-335.

KOBAYASHI, H. et al. Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: A twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2010, roč. 9, č. 4, s. 669-675.

KOBROVÁ, J., VÁLKA, R. *Kinesiotaping v praxi*. Praha, 2011. 34 s. Skripta ke kurzu Kinesiotaping v praxi. Školitelé Robert Válka a Jitka Kobrová.

KOLÁŘ, M. *Posturální stabilizace u osob s poraněním předního zkříženého vazů*. Praha, 2011. 62 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce Aleš Kaplan.

KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, roč. 5, č. 4., s. 142-147.

KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONISHI, Y., FUKUBAYASHI, T., TAKESHITA, D. Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2002, roč. 34, č. 9, s. 1414-1418.

KONISHI, Y. et al. Gamma loop dysfunction in the quadriceps femoris of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction remains bilaterally. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2007, Vol. 4, 17, s. 393-399.

KROGSGAARD, M.R., DYHRE-POULSEN, P., FISCHER-RASMUSSEN, T. Cruciate ligament reflexes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2002, roč. 12, č. 3, s. 177-182.

KROSSHAUG, T. et al. Research approaches to describe the mechanism of injury in sport: limitations and possibilities. *British Journal of Sports Medicine*. 2006, roč. 39, č. 6, s. 330-339.

KVIST, J., GILLQUIST, J. Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *American Journal of Sports Medicine*. 2001, roč. 29, č. 1, s. 72-82.

LEPHART, S.M., FU, F.H. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. 1. vyd. USA: Human Kinetics, 2000. 439 s. ISBN 0-88011-864-4.

LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vydání. Praha: Sdělovací technika, spol. s r.o., 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

LYSHOLM, M. et al. Postural control - a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1998, roč. 8, č. 6, s. 432-438.

MCNAIR, P., MARSHALL, R., MATHESON, J. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *The New Zealand Medical Journal*. 1990, roč. 103, č. 901, s. 537-539.

MELECKÝ, R., NOVÁK, D. *PosturomedCommanderManual-CZ*. Praha: Medali s.r.o., 2011.

MYSLIVEČEK, J. *Základy neurovědy*. 1. vyd. Praha: Triton, 2003. 346 s. ISBN 80-7254-234-6.

RAŠEV, E. Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrbtice. *Rehabilitácia*. 1999, roč.32, č. 1, s. 14-25.

RAŠEV, E., HAIDER, E. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa*. 1.vyd. Pullenreuth: Haider Bioswing, 2010. 51 s.

RAŠEV, E. Ústní sdělení. Institut für neuroorthopädische Rehabilitation Dr. Rašev, Gartenstrasse 12, Schweinfurt, 31.8.2012.

ROZZI, S.L., LEPHART, S.M., GEAR, W.S., FU, F.H.: Knee-joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *American Journal of Sports Medicine*. 1999, roč. 27, č. 3, s. 312-319.

SEGAWA, H., OMORI, G., KOGA, Y., KAMEO, T., IIDA, S., TANAKA, M.: Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon. *Arthroscopy*. 2002, roč. 18, č. 2, s. 177-182.

SHIARISHI, M. et al. Stabilometric Assessment in the Anterior Cruciate Ligament. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1996, roč. 6, č. 1, s. 32-39.

TRULSSON, A., GARWICZ, M., AGEBERG, E. Postural orientation in subjects with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010, roč. 18, č. 6, s. 814-823.

UHL, T.L., MATTACOLA, C.G., JOHNSON, D.L. Clinical assessment and rehabilitation of shoulder and knee sensorimotor control. *Orthopedics*. 2002, roč. 25, č. 1, s. 75-78.

VÁLKA, R., KOBROVÁ, J. *Terapeutické využití kinesio tapu*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. 160 s. ISBN 978-80-247-4294-6.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. Část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129.

WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, roč. 5, č. 3, s. 193-214.

WOJTYS, E.M., HOUSTON, L.J.: Longitudinal effects of anterior-cruciate-ligament injury and patellar- tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. American Journal of Sports Medicine. 2000, roč. 28, č.3, s. 336-344.

VAŠKOVÁ, K. *Rehabilitace pacientů s Parkinsonovou nemocí: Testování a rozvoj rovnováhy*. Brno, 2010. 105 s. Diplomová práce na LFMU. Vedoucí práce Petr Pospíšil.

VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

Elektronické zdroje:

(1) *Biomechanika kolenního kloubu a jeho náhrad* [online]. [cit. 2012-6-10]

Dostupné z:

<http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech&node=node176>.

(2) *KOMPENDIUM. Kolenní kloub* [online]. [cit. 2012-6-9] Dostupné z:

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/dk_stehno_kolenni.php.

(3) MAYER, M., SMÉKAL, D. *Neuromuskulární kontrola a rehabilitace u lézí předního zkříženého vazů*. [online]. [cit. 2012-7-13]. Dostupné z:

<http://www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/rehabilitace.doc>.

(4) MÍKOVÁ, M. *Klinická a přístrojová diagnostika v rehabilitaci*. [online] 2009.

[cit. 2012-7-13]. Dostupné z: <http://krtvl.upol.cz/download.php?id=241>.

Příloha č. 1



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu diplomové práce zahrnující lidské účastníky

Název: Vliv tapingu na posturální stabilizaci osob s plastikou předního zkříženého vazy po absolvování rehabilitace zahrnující posturální terapii.

Forma projektu: Diplomová práce

Autor (hlavní řešitel): Bc. Zuzana Indrová

Školitel (v případě studentské práce): MUDr. Eugen Rašev

Popis projektu

Podstatou diplomové práce je hodnocení posturální stabilizace probandů při provokačním testu „3 kroky- stoj na jedné noze“ prováděném na Posturomeđu. Měření bude probíhat ve 3 sériích (bez tapingu, s kinesio tapingem, s rigidním (funkčním) tapingem). Probandi zahrnutí do studie budou mít absolvovanou rehabilitaci s využitím posturální terapie.

Nebudou použity žádné invazivní techniky. Osobní údaje získané z šetření nebudou zveřejněny.

Informovaný souhlas (příložen)

V Praze dne 24.5.2012

Podpis autora:

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0150/2012

dne: 28.8.2012

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy
UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

podpis předsedy EK

Příloha č. 2

INFORMOVANÝ SOUHLAS

V souladu se Zákonem o péči o zdraví lidu (§ 23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001 Vás žádám o souhlas k vyšetření. Dále Vás žádám o souhlas k uveřejnění výsledků v rámci diplomové práce na FTVS UK. Osobní data v této studii nebudou uvedena.

Název diplomové práce:

Vliv tapingu na posturální stabilizaci osob s plastikou předního zkříženého vazů na Posturomedu po absolvování rehabilitace zahrnující posturální terapii.

Popis projektu:

Podstatou diplomové práce je testování posturální stabilizace probandů při provokačním testu „3 kroky-stoj na jedné noze“ ve třech sériích (bez tapingu, s kinesio tapem, s rigidním tapem), kteří absolvovali rehabilitaci s využitím posturální terapie. Nebudou použity žádné invazivní techniky.

Dnešního dne jsem byl/a studentem navazujícího magisterského studia fyzioterapie poučen/a o plánovaném vyšetření. Prohlašuji, a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že studentka fyzioterapie, která mi poskytla poučení, mi osobně vysvětlila vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl/a jsem možnost klást jí otázky, na které mi řádně odpověděla.

Prohlašuji, že jsem shora uvedenému poučení plně porozuměl/a, a výslovně souhlasím s provedením vyšetření a s anonymním uveřejněním výsledků v rámci studie.

Datum:

Osoba, která provedla poučení:

Podpis osoby, která provedla poučení:

Jméno probanda:

Vlastnoruční podpis probanda (nebo jeho zákonného zástupce):